

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Artūras LINKEL

INSULTĄ PATYRUSIO ŽMOGAUS VIRŠUTINĖS GALŪNĖS DINAMINIO MODELIO TYRIMAS IR TAIKYMAS

DAKTARO DISERTACIJA

TECHNOLOGIJOS MOKSLAI,
MECHANIKOS INŽINERIJA (09T)



LEIDYKLA
Vilnius TECHNIKA 2018

Disertacija rengta 2013–2018 metais Vilniaus Gedimino technikos universitete.

Vadovas

doc. dr. Julius GRIŠKEVIČIUS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – 09T).

Vilniaus Gedimino technikos universiteto Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:

Pirmininkas

prof. habil. dr. Rimantas KAČIANAUSKAS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – 09T).

Nariai:

doc. dr. Algirdas MAKNICKAS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – 09T),

dr. Mati PAASUKE (Tartu universitetas, Estija, biologija – 01B),

doc. dr. Juozas RAISTENSKIS (Vilniaus universitetas, medicina – 06B),

prof. dr. Vytautas TURLA (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – 09T).

Disertacija bus ginama viešame Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje **2018 m. gegužės 11 d. 9 val.** Vilniaus Gedimino technikos universiteto senato posėdžių salėje.

Adresas: Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lietuva.

Tel.: (8 5) 274 4956; faksas (8 5) 270 0112; el. paštas doktor@vgtu.lt

Pranešimai apie numatomą ginti disertaciją išsiųsti 2018 m. balandžio 10 d.

Disertaciją galima peržiūrėti VGTU talpykloje <http://dspace.vgtu.lt> ir Vilniaus Gedimino technikos universiteto bibliotekoje (Saulėtekio al. 14, LT-10223 Vilnius, Lietuva).

VGTU leidyklos TECHNIKA 2018-003-M mokslo literatūros knyga

<http://leidykla.vgtu.lt>

ISBN 978-609-476-095-2

© VGTU leidykla TECHNIKA, 2018

© Artūras Linkel, 2018

arturas.linkel@vgtu.lt

VILNIUS GEDIMINAS TECHNICAL UNIVERSITY

Artūras LINKEL

THE RESEARCH AND APPLICATION
OF THE STROKE AFFECTED HUMAN
UPPER EXTREMITY DYNAMICAL MODEL

DOCTORAL DISSERTATION

TECHNOLOGICAL SCIENCES,
MECHANICAL ENGINEERING (09T)



LEIDYKLA
Vilnius TECHNIKA 2018

Doctoral dissertation was prepared at Vilnius Gediminas Technical University in 2013–2018.

Supervisor

Assoc. Prof. Dr Julius GRIŠKEVIČIUS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – 09T).

The Dissertation Defence Council of Scientific Field of Mechanical Engineering of Vilnius Gediminas Technical University:

Chairman

Prof. Dr Habil. Rimantas KAČIANAUSKAS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – 09T).

Members:

Assoc. Prof. Dr Algirdas MAKNICKAS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – 09T),

Dr Mati PAASUKE (Tartu University, Estonia, Biology – 01B),

Assoc. Prof. Dr Juožas RAISTENSKIS (Vilnius University, Medicine – 06B),

Prof. Dr Vytautas TURLA (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – 09T).

The dissertation will be defended at the public meeting of the Dissertation Defence Council of Mechanical Engineering in the Senate Hall of Vilnius Gediminas Technical University at **9 a. m. on 11 May 2018**.

Address: Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lithuania.

Tel.: +370 5 274 4956; fax +370 5 270 0112; e-mail: doktor@vgtu.lt

A notification on the intended defending of the dissertation was send on 10 April 2018.

A copy of the doctoral dissertation is available for review at VGTU repository <http://dspace.vgtu.lt> and at the Library of Vilnius Gediminas Technical University (Saulėtekio al. 14, LT-10223 Vilnius, Lithuania).

Reziumė

Disertacijoje nagrinėjamos žmonių reabilitacijos metu kylančios problemos, taikant klinikinius funkcinių judesių vertinimo metodus, kuriuose galima subjektyviai dedamoji. Sukurti algoritmai, skirti viršutinės galūnės judesių kokybei nustatyti reabilitacijos metu. Tyrimų objektas yra žmogaus viršutinė galūnė (VG), kurios judesio motorika yra sutrikusi dėl insulto pažeidimų. Atlikta VG judesių kintamumo ir VG judesių kokybės kiekybinio įvertinimo analizė. Atliktų VG judesių kiekybinis vertinimas svarbus optimaliai reabilitacijos programai parinkti, reabilitacijos eigai sekti ir judesių kokybei nustatyti.

Pagrindiniai disertacijos uždaviniai yra šie: nustatyti žmogaus viršutinės galūnės judesių kokybės vertinimo kiekybinius rodiklius, sukurti metodiką, skirtą insultą patyrusių žmonių su labai sutrikusia viršutinės galūnės funkcija, judesiams tirti, sukurti universalius žmogaus viršutinės galūnės kinematinį ir dinaminį skaitinius modelius, ištirti VG motorikos kintamumo įtaką judesių kokybei vertinti. Insultą patyrę žmonės atliko klinikinių VG motorinių funkcinių testų judesius, o kinematiniai parametrai išmatuoti kamerų sistema arba inerciniais jutikliais.

Įvadiniamame skyriuje aptariama tiriamoji problema, darbo aktualumas, aprašomas tyrimų objektas, tyrimų metodika, darbo mokslinis naujumas ir darbo rezultatų praktinė reikšmė, formuluojami uždaviniai, darbo tikslas, ginamieji teiginiai.

Pirmasis skyrius skirtas literatūros analizei. Jame pagrįsta temos svarba, viršutinės galūnės reabilitacijai taikomi klinikiniai metodai, pateikti skaitiniams tyrimams naudojami judesių matavimo įrankiai, esami modeliai ir jų trūkumai. Skyriaus pabaigoje formuluojamos išvados ir tikslinami disertacijos uždaviniai.

Antrajame skyriuje aprašyti sveikųjų tiriamųjų ir žmonių, patyrusių insultą judesių tyrimai. Sudaryti trys žmogaus rankos modeliai, naudojami skaitinių tyrimų metu gautiems duomenims apdoroti.

Trečiajame skyriuje pateikti rezultatai. Nustatyta, kad insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės judesių kokybė gali būti vertinama skaičiuojant mechaninį darbą ir galią judesio metu. Insultą patyrę žmonės reabilitacijos metu pagerino VG judesių kokybę nuo 2 iki 50 kartų.

Disertacijos tema paskelbti 7 straipsniai: keturi – duomenų bazės *Clarivate Analytics Web of Science* leidiniuose, turinčiuose citavimo rodiklį, du – kitų tarptautinių duomenų bazių leidiniuose, vienas – konferencijų pranešimų rinkinyje. Disertacijos tema perskaityta 10 pranešimų Lietuvos ir kitų šalių konferencijose.

Abstract

The dissertation examines problems in the humans' rehabilitation field that originate in a subjective component during human upper extremity (UE) movements' quality evaluation. The application of the created algorithms is intended for the UE motions' quality evaluation during the rehabilitation. The object of the investigation is human UE that motor function is disordered by the stroke. In the dissertation UE motor function variability and UE motions' quality quantitative evaluation performed. Quantitative analysis of the UE motions is important for choosing of the optimal UE rehabilitation program, observation of rehabilitation progress, definition of motions' quality.

The thesis approaches a few tasks such as: the definition of human UE motions quality quantitative evaluation indicators, the creation of the method of the movement measurement for stroke affected humans with extremely disordered UE function, the creation of human UE kinematic and dynamic numerical models, the investigation of UE motor function variability influence for motion quality evaluation. Stroke affected humans performed clinical UE motor function tests and the motions' kinematic parameters were measured by inertial and optic motion capturing system.

The introduction presents the investigated problem, the importance of the thesis and the object of the research. It describes as well the purpose and tasks of the paper, research methodology, scientific novelty, the practical significance of the results examined in the paper and the defended statements.

Chapter 1 revises used literature. Here the importance of the dissertation topic is highlighted, contemporary methods for UE rehabilitation are introduced, human UE models and its disadvantages, modern equipment for motions measurement is reviewed. At the end of the chapter, conclusions are drawn and the tasks for the dissertation are reconsidered.

Chapter 2 consist of numerical experiments performed for dissertation with healthy participants and stroke affected humans. Three human upper extremity models were created to process the gathered data.

Chapter 3 shows the results calculated. The quality of the UE motion of the stroke affected humans could be evaluated by calculating mechanical work and power of the movement. The stroke affected humans improved their UE movements' quality during the rehabilitation from 2 to 50 times.

7 publications focusing on the subject of the discussed dissertation are published: four articles – in Clarivate Analytics Web of Science database publications with a citation index, two articles – in other international databases publications, one article – in conference proceedings. 10 presentations on the subject have been given in conferences at national and international level.

Žymėjimai

Simboliai

A – atliktas darbas;

a_i – Denavito ir Hartenbergo parametras, atstumas tarp ašių z_i, z_{i+1} išilgai ašies x_i ;

b_{ijk} – Kristofelio simboliai;

C – išcentrinių ir Koriolio jėgų dedamoji;

c_i – i -tojo segmento masės centras;

d_i – Denavito ir Hartenbergo parametras, atstumas tarp ašių x_{i-1}, x_i išilgai ašies z_i ;

g – laisvojo kritimo pagreitis;

G – svorio jėga;

h_i – i -tojo segmento aukštis;

I_{Ai} – bendrasis inercijos momentas;

I_{Ci} – inercijos tenzorius;

I_i – i -tojo segmento inercijos momentas;

I_{xx}, I_{yy}, I_{zz} – inercijos momentai apie x, y, z ašis atitinkamai;

J_{vi} – bendrosios Jakobio matricos dalis linijiniams greičiams apskaičiuoti;

J_{wi} – bendrosios Jakobio matricos dalis kampiniams greičiams apskaičiuoti;

Ke_i – i -tojo segmento kinetinė energija;

L – Lagranžo funkcija;

l_i – i -tojo segmento ilgis;
 M – masių matrica;
 m_i – i -tojo segmento masė;
 m_{ijk} – masės matricos $M(\theta)$ komponentų ij dalinės išvestinės;
 P – galia;
 P_A – taškų koordinatės padėtyje A;
 P_B – taškų koordinatės padėtyje B;
 Pe_i – i -tojo segmento potencinė energija;
 Q_i – apibendrintosios sistemos jėgos;
 R – rotacijos transformacijos matrica;
 R_{ixi} – rotacijos matricos dedamoji;
 r_{pxi} – poslinkio vektoriaus dedamoji;
 ${}^{i-1}_iT$ – homogeninė transformacijos matrica iš i -tosios koordinačių sistemos į $i-1$;
 t – laikas;
 0Z_i – i -tosios sukimosi ašies padėtis globaliosios koordinačių sistemos (peties) atžvilgiu;
 v_i – linijinis i -tojo segmento taško greitis;
 W – visos sistemos atliktas darbas;
 α_i – Denavito ir Hartenbergo parametras, kampas tarp ašių z_i, z_{i+1} skaičiuojant apie ašį x_i ;
 θ_i – i -toji apibendrintoji koordinatė;
 $\dot{\theta}_i$ – apibendrintieji i -tojo segmento greičiai;
 $\ddot{\theta}_i$ – apibendrintieji i -tojo segmento pagreičiai;
 τ_i – sukimo momentas τ , kuris priklauso nuo apibendrintosios koordinatės θ_i ;
 ω_i – kampinis i -tojo segmento greitis.

Santrumpos

DH – Denavito ir Hartenbergo parametrai;
 SVD – singuliarios vertės skaidymas (dekompozicija);
 VG – viršutinė galūnė;
 KK – kintamumo koeficientas.

Turinys

| | |
|---|----|
| IVADAS | 1 |
| Problemos formulavimas..... | 1 |
| Darbo aktualumas | 2 |
| Tyrimų objektas..... | 2 |
| Darbo tikslas..... | 3 |
| Darbo uždaviniai | 3 |
| Tyrimų metodika | 3 |
| Darbo mokslinis naujumas | 4 |
| Darbo rezultatų praktinė reikšmė | 4 |
| Ginamieji teiginiai | 5 |
| Darbo rezultatų aprobavimas..... | 5 |
| Disertacijos struktūra..... | 6 |
| 1. INSULTĄ PATYRUSIŲ ŽMONIŲ VIRŠUTINĖS GALŪNĖS ĮVERTINIMO | |
| PROBLEMAS | 7 |
| 1.1. Insultą patyrusių žmonių judesių vertinimo problematika | 7 |
| 1.2. Žmogaus viršutinės galūnės judesių atkūrimo metodai..... | 10 |
| 1.3. Viršutinės galūnės tyrimams taikomi modeliai ir jų ypatumai | 12 |
| 1.4. Pirmojo skyriaus apibendrinimas | 19 |
| 1.5. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas..... | 21 |
| 2. VIRŠUTINĖS GALŪNĖS DINAMIKOS TYRIMO METODIKA | 23 |
| 2.1. Eksperimentinis viršutinės galūnės kinematikos parametrų matavimas..... | 25 |
| 2.1.1. Insultą patyrusių žmonių tyrimas Volfo motoriniu funkcinio testu | 25 |
| 2.1.2. Sveikųjų tiriamųjų viršutinės galūnės tyrimas optine sistema | 25 |

| | |
|---|------------|
| 2.1.3. Naujas metodas insultą patyrusiems žmonėms tirti optine sistema | 28 |
| 2.2. Dinaminiai viršutinės galūnės modeliai | 32 |
| 2.2.1. 2D trijų laisvės laipsnių dinaminis viršutinės galūnės modelis..... | 32 |
| 2.2.2. 3D penkių laisvės laipsnių dinaminis viršutinės galūnės modelis | 35 |
| 2.2.3. Septynių +1 laisvės laipsnių viršutinės galūnės modelis | 37 |
| 2.3. Antrojo skyriaus išvados | 50 |
| 3. INSULTĄ PATYRUSIŲ ŽMONIŲ VIRŠUTINĖS GALŪNĖS JUDESIŲ | |
| VERTINIMO REZULTATAI..... | 53 |
| 3.1. Insultą patyrusių žmonių judesių kokybės vertinimas darbu ir galia..... | 54 |
| 3.2. Sveikiesiems tiriamiesiems būdingi parametrai | 57 |
| 3.3. Insultą patyrusių žmonių judesių palyginimas prieš ir po reabilitacijos | 60 |
| 3.4. Trečiojo skyriaus apibendrinimas..... | 68 |
| 3.5. Trečiojo skyriaus išvados | 70 |
| BENDROSIOS IŠVADOS | 71 |
| LITERATŪRA IR ŠALTINIAI..... | 73 |
| AUTORIAUS MOKSLINIŲ PUBLIKACIJŲ DISERTACIJOS TEMA SĄRAŠAS ... | 87 |
| SUMMARY IN ENGLISH..... | 89 |
| PRIEDAI¹ | 105 |
| A priedas. Skaitinių duomenų filtravimo algoritmas..... | 106 |
| B priedas. Viršutinės galūnės 2D trijų laisvės laipsnių modelis..... | 107 |
| C priedas. Žmogaus dilbio masės centro Jakobio matricos analitinė išraiška | 110 |
| D priedas. Žmogaus viršutinės galūnės biomechanika..... | 111 |
| E priedas. Trijų laisvės laipsnių modelio analitinės išraiškos | 113 |
| F priedas. Terminų žodynas | 117 |
| G priedas. Bendra autorių sutikimai naudoti bendrų publikacijų medžiagą disertacijoje..... | 118 |
| H priedas. Sąžiningumo deklaracija | 129 |
| I priedas. Autoriaus mokslinių publikacijų disertacijos tema kopijos | 130 |

¹ Priedai pateikti pridėtoje kompaktinėje plokštelėje.

Contents

| | |
|--|----|
| INTRODUCTION | 1 |
| Problem Formulation..... | 1 |
| Relevance of the Thesis..... | 2 |
| The Object of the Research | 2 |
| The Aim of Thesis | 3 |
| The Tasks of the Thesis..... | 3 |
| Research Methodology..... | 3 |
| Scientific Novelty of the Thesis | 4 |
| Practical Value of the Research Findings..... | 4 |
| The Defended Statements..... | 5 |
| Approval of the Research Findings | 5 |
| Structure of the Dissertation..... | 6 |
| 1. ANALYSIS OF STROKE AFFECTED HUMANS' UPPER EXTREMITY | |
| EVALUATION PROBLEMS | 7 |
| 1.1. Problematics in the Stroke affected Humans' Motion Evaluation..... | 7 |
| 1.2. Methods of Human Upper Extremity Recovery..... | 10 |
| 1.3. Existing Upper Extremity Models and their Peculiarities | 12 |
| 1.4. Generalization of the 1 st Chapter | 19 |
| 1.5. Conclusions of the 1 st Chapter and Formulation of the Tasks of the Thesis | 21 |
| 2. METHODOLOGY FOR UPPER EXTREMITY DYNAMIC INVESTIGATION... | 23 |
| 2.1. Experimental Measurement of Upper Extremity Kinematics..... | 25 |
| 2.1.1. Stroke Affected Humans' Investigation by Wolf Motor Function Test ... | 25 |
| 2.1.2. Healthy Volunteers' Upper Extremity Investigation by Optic System | 25 |

| | |
|--|-----|
| 2.1.3. The New Method to Assess Stroke Affected Humans by Optic System .. | 28 |
| 2.2. Dynamic Upper Extremity Models | 32 |
| 2.2.1. 2D Three-Segment Dynamic Upper Extremity Model | 32 |
| 2.2.2. 3D Three-Segment Dynamic Upper Extremity Model | 35 |
| 2.2.3. Seven+1 Degrees of Freedom Upper Extremity Model..... | 37 |
| 2.3. Conclusions of the 2nd Chapter | 50 |
| 3. THE RESULTS OF STROKE AFFECTED HUMANS' UPPER EXTREMITY | |
| MOVEMENTS EVALUATION..... | 53 |
| 3.1. Stroke Affected Humans' Motion Quality Evaluation by Work and Power | 54 |
| 3.2. Characteristic Parameters of Healthy Volunteers | 57 |
| 3.3. Stroke Affected Human Motions' Comparison before and after Rehabilitation | 60 |
| 3.4. Generalization of the 3 rd Chapter..... | 68 |
| 3.5. Conclusions of the 3 rd Chapter | 70 |
| GENERAL CONCLUSIONS | 71 |
| REFERENCES | 73 |
| LIST OF SCIENTIFIC PUBLICATIONS BY THE AUTHOR ON THE TOPIC OF | |
| THE DISSERTATION..... | 87 |
| SUMMARY IN ENGLISH..... | 89 |
| ANNEXES ¹ | 105 |
| Annex A. Numerical Data Filtration Algorithm..... | 106 |
| Annex B. Upper Extremity 2D Three Degrees of Freedom Model..... | 107 |
| Annex C. Analytic Expressions of Terms of Jacobian Matrix for Human Forearm..... | 110 |
| Annex D. Human Upper Extremity Biomechanics | 111 |
| Annex E. Three Degrees of Freedom Model Analytic Expressions | 113 |
| Annex F. Vocabulary | 117 |
| Annex G. The Co-authors' Agreements to Present Publications Material in the | |
| Dissertation | 118 |
| Annex H. Declaration of Academic Integrity..... | 129 |
| Annex I. The Copies of Scientific Publications by the Author on the Topic of the | |
| Dissertation | 130 |

¹ The annexes are supplied in the enclosed compact disc.

Įvadas

Problemos formulavimas

Žmogaus viršutinės galūnės (VG) judesiai po insulto, traumų, chirurginių intervencijų yra reabilituojami, todėl labai svarbu įvertinti judesio kokybę prieš reabilitaciją, reabilitacijos metu ir po jos judesių atstatymo progresui stebėti. Prieš reabilitaciją aktualu žmogui, patyrusiam insultą, parinkti optimalią VG reabilitavimo programą, o tam reikia įvertinti VG motorinės funkcijos kokybę. Šiuo metu pasaulyje taikomi klinikiniai judesių vertinimo metodai: „Jebson-Taylor Hand function“, „Arm Research Assessment Test (ARAT)“, „Fugl-Meyer“, „Nine-Hole Peg Test“, „Bartel Index“, „Functional Independence Measure (FIM)“, „Wolf motor function test“ (WMFT), „International classification of functioning (ICF)“. Pagrindinis klinikinių testų trūkumas – subjektyvioji dedamoji, atsirandanti dėl individualaus gydytojo skirto įvertinimo. Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų rehabilitologai išskėlė ir kitą problemą – nėra sukurto metodo, skirto labai sutrikusių viršutinės galūnės funkciją turintiems žmonėms po insulto įvertinti.

Žmogaus viršutinės galūnės judesių kokybės klinikinį vertinimą disertacijoje siūloma papildyti kiekybiniais parametrais, leisiančiais įvertinti judesį pasitelkiant kinematinį ir dinaminį viršutinės galūnės modeliavimą, kurį naudojant

gaunami kiekybiniai viršutinės galūnės judesių parametrai, suteikiantys reabilitologui informaciją klinikiniam sprendimui priimti.

Darbo aktualumas

Pasaulio sveikatos organizacijos duomenimis, insultą patiria kas penkta moteris ir kas šeštas vyras, o kas dvi sekundes pasaulyje kam nors įvyksta insultas (Thrift *et al.* 2014; Stinear 2010), po kurio labai dažnai sutrinka viršutinės galūnės funkcija. Lietuvoje sergamumas insultu siekia 272 atvejus 100 000 gyventojų (Juocevičius *et al.* 2009. Insultas – viena pagrindinių ilgalaikės negalios priežasčių visame pasaulyje. Reabilitologai teigia, kad didžioji judesių dalis atkurama per pirmąsias 60 dienų (Juocevičius *et al.* 2009; Milinavičienė *et al.* 2007). Kuo didesnė judesių dalis bus atkurta per trumpesnę laiką, tuo mažesnis nedarbingumas gresia žmogui, patyrusiam insultą. Todėl reabilitavimo programos ir vykstančio progreso efektyvumo vertinimas viršutinės galūnės funkcijai atstatyti yra labai svarbūs.

Šiuo metu yra daug sukurtų inovatyvių metodų, skirtų viršutinės galūnės reabilitacijai: funkcinė elektrostimuliacija, robotinei mankštai skirti įtaisai, virtualiosios realybės sistemos, mioelektriniai egzoskeletai, aferentinių skaidulų žadinimas, neurologinio grįžtamojo ryšio reabilitacija. Visi šie metodai reabilituoja prarastas viršutinės galūnės motorines funkcijas, tačiau neatlieka kiekybinio judesių kokybės vertinimo. Ši problema sprendžiama disertacijoje.

Sukurtas viršutinės galūnės kinematinis modelis suteikia galimybę apskaičiuoti insultą patyrusio paciento VG segmentų padėtį globaliojoje arba lokaliojoje koordinačių sistemoje. Sudarytos naujos metodikos judesių kinematinis parametras galima matuoti tiek su optine tiek ir su inercine judesių matavimo įranga. Pamatuoti kinematiniai parametrai yra VG dinaminio modelio įvestis, naudojama kiekybiniams judesių kokybės rodikliams apskaičiuoti: sąnarių sukimo momentams, atliktam darbui ir galiai.

Tyrimų objektas

Žmogaus viršutinė galūnė, kurios judesio motorika yra sutrikusi dėl insulto pasekmių, VG motorikos kintamumas ir VG judesių kokybės kiekybinis įvertinimas.

Darbo tikslas

Sukurti metodą, skirtą kiekybiniam insultą patyrusio žmogaus viršutinės galūnės judesių kokybės vertinimui prieš, po ir reabilitacijos programos metu bei ištirti sukurto metodo efektyvumą.

Darbo uždaviniai

1. Nustatyti žmogaus viršutinės galūnės judesių kokybės vertinimo kiekybinius rodiklius.
2. Sukurti naują metodiką, skirtą insultą patyrusių žmonių su labai sutrikusia viršutinės galūnės funkcija, judesiams tirti.
3. Sukurti universalų žmogaus viršutinės galūnės kinematinį ir dinaminį skaitinius modelius insultą patyrusių žmonių judesių kokybei vertinti ir ištirti sukurto metodikos efektyvumą.
4. Ištirti viršutinės galūnės motorikos nepastovumo įtaką judesių kokybei vertinti.

Tyrimų metodika

1. Žmogaus viršutinės galūnės judesių kokybės vertinimo kiekybiniai rodikliai nustatomi analizuojant literatūros šaltinius apie viršutinės galūnės klinikinius judesių vertinimo testus.
2. Universalūs žmogaus viršutinės galūnės kinematinis ir dinaminis skaitiniai modeliai insultą patyrusio žmogaus judesių kokybei vertinti sudaryti taikant Denavito ir Hartenbergo, Lagranžo metodus ir naudojant programinę įrangą MATLAB.
3. Žmogaus viršutinės galūnės kinematinio ir dinaminio skaitinių modelių efektyvumui ištirti atlikti žmogaus viršutinės galūnės erdvinį judesių eksperimentiniai tyrimai, naudojant optines 3D judesių matavimo ir analizės (MoCap) sistemas „Vicon“ ir „Optitrack“ su pasyviaisiais žymekliais bei devynių laisvės laipsnių inercinius jutiklius „Shimmer“. Taikant esamus klinikinius viršutinės galūnės judesių kokybės vertinimo testus, „Vicon“ sistema ištirti 23 sveikieji tiriamieji, o inerciniais jutikliais „Shimmer“ – 14 insultą patyrusių

žmonių. Taikant originalų, disertacijoje sukurtą metodą, sistema „Optitrack“ ištirti 7 insultą patyrę žmonės ir 10 sveikųjų tiriamųjų.

4. 3D MoCap duomenys – kampiniai poslinkiai, šviesą atspindinčių žymeklių koordinatės arba kampiniai greičiai į žmogaus viršutinės galūnės skaitinius modelius įkelti naudojant programinį paketą MATLAB.

Darbo mokslinis naujumas

Rengiant disertaciją buvo gauti mechanikos inžinerijos mokslui nauji rezultatai:

1. Sukurtu viršutinės galūnės dinaminio modeliu apskaičiuojami kiekybiniai parametrai, kuriais įvertinama insultą patyrusio žmogaus viršutinės galūnės judesio kokybė.
2. Sukurtas algoritmas, kuris naudojamas žmogaus, patyrusio insultą viršutinės galūnės labai sutrikusių judesių kinematiniams parametrams apskaičiuoti. Jame naudojama kamerų sistema ir trys žymekliai, kurie aprašo atskirą VG segmentą – žastą, dilbį, plaštaką.
3. Sukurta žmogaus viršutinės galūnės judesių tyrimo metodika taikoma insultą patyrusių žmonių judesiams įvertinti kiekybiškai, kai VG funkcija labai sutrikusi.
4. VG judesių kampinio ir linijinio greičių kintamumo koeficiento vertė parodė, kad to paties asmens kampinio ir linijinio greičių vertės prieš ir po reabilitacijos lyginti yra tiksliau nei tuos pačius insultą patyrusių žmonių ir sveikųjų tiriamųjų judesių parametrus.
5. Lyginant energinius insultą patyrusių žmonių parametrus prieš ir po reabilitacijos VG sąnariuose judesių metu, nustatyta, kad atlikto darbo ir išvystomos galios padidėjimas parodo judesio kokybės pagerėjimą.

Darbo rezultatų praktinė reikšmė

Sukurti kinematinis ir dinaminis modeliai gali būti taikomi insultą patyrusių žmonių, turinčių viršutinės galūnės funkcinių sutrikimų, rankos judesių kokybės kiekybiniam vertinimui naudojant inercinius jutiklius arba optines 3D judesių matavimo ir analizės sistemas. Žmogaus rankos segmentų padėčiai erdvėje nustatyti sukurtas kinematinis modelis papildė optinę judesių matavimo sistemą,

kuri neturi viršutinės galūnės modelio arba kurios žymeklių išdėstymas ant žmogaus viršutinės galūnės nėra tinkamas (dėl žymeklių uždengimo judesių metu) labai silpną rankos funkciją turintiems insultą patyrusiems žmonėms tirti.

Ginamieji teiginiai

1. Insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės judesiams tirti galima panaudoti optinę judesių matavimo sistemą su pasyviais žymekliais, kai viršutinės galūnės funkcija yra labai sutrikusi.
2. Sudaryti viršutinės galūnės kinematinis ir dinaminis modeliai kiekybiniais parametrais gali įvertinti viršutinės galūnės judesių kokybės pagerėjimą.
3. Lyginti insultą patyrusio žmogaus kinematinį ir dinaminį judesio parametrų kokybę prieš ir po reabilitacijos yra patikimiau nei tuos pačius insultą patyrusio žmogaus judesius lyginti su sveikųjų tiriamųjų analogiškais judesiais.

Darbo rezultatų apibavimas

Disertacijos tema paskelbtos 7 publikacijos: keturi straipsniai duomenų bazės *Clarivate Analytics Web of Science* leidiniuose, turinčiuose citavimo rodiklį (Linkel 2014, 2015, 2016, 2017); du straipsniai – kitų tarptautinių duomenų bazių leidiniuose (Linkel 2014, 2015); vienas straipsnis – konferencijų pranešimų rinkinyje (Linkel 2016).

Disertacijoje atliktų tyrimų rezultatai buvo paskelbti dešimtyje mokslinių konferencijų Lietuvoje ir užsienyje:

- Jaunųjų mokslininkų konferencijos „Mokslas – Lietuvos ateitis“ 2014–2016 m., Vilniuje;
- Tarptautinėje konferencijoje „Biomdlore 2013“ 2013 m., Palangoje;
- Tarptautinėje konferencijoje „The 2014 International Conference on Biomechanics and Sports Engineering (BSE2014)“ 2014 m., Rygoje, Latvijoje;
- Tarptautinėje konferencijoje „The 13th IFAC Conference on Programmable Devices and Embedded Systems (PDeS 2015)“ 2015 m., Krokuvoje, Lenkijoje;
- Tarptautinėje konferencijoje „Mechanika 2016“ 2016 m., Kaune;
- Tarptautinėje konferencijoje „Biomechanics 2016“ 2016 m., Biella Podlaska, Lenkijoje;

- Tarptautinėje konferencijoje „Biomdlore 2016“ 2016 m., Druskininkuose;
- Tarptautinėje konferencijoje nuotoliniu būdu „ESEM Web Conference 2016“ 2016 m.

Disertacijos struktūra

Disertaciją sudaro įvadas, trys skyriai, bendrosios išvados, literatūros sąrašas, autoriaus publikacijų disertacijos tema sąrašas, santrauka anglų kalba ir devyni priedai.

Darbo apimtis – 104 puslapiai, neįskaitant priedų. Tekste yra 70 numeruotų formulių, 31 paveikslas ir 5 lentelės. Rašant disertaciją buvo panaudoti 174 literatūros šaltiniai. Devyni priedai pateikti pridėtoje kompaktinėje plokštelėje.

Insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės įvertinimo problemos

Šiame skyriuje apžvelgiamos insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės judesių apribojimo priežastys, nagrinėjami VG reabilitavimo būdai ir jų trūkumai. Aptarti esami VG tyrimo modeliai ir VG eksperimentiniams tyrimams naudojama įranga. Atlikta mokslinės literatūros analizė padėjo suformuluoti disertacijos tikslą – taikant mechanikos inžinerijos metodus ir naudojant judesių matavimo įrangą kiekybiškai įvertinti insultą patyrusio žmogaus VG judesio kokybę.

Skyriaus tematika paskelbti straipsniai: Linkel *et al.* (2016b), Daunoravičienė *et al.* (2014).

1.1. Insultą patyrusių žmonių judesių vertinimo problematika

Viena iš VG funkcijos sutrikimų priežasčių yra insultas – galvos arba nugaros smegenų kraujotakos sutrikimas, kurį sukelia smegenų deguonies badas arba kraujosruva į smegenis (Hankey 2007). Insultas pagal pažeidimo mechanizmą skirstomas į hemoraginį (intracerebrinę arba subarachnoidinę kraujosruva) ir

išeminį (galvos smegenų infarktas). Didžioji dalis (80–90 %) visų insulto atvejų yra išeminiai (Rastenytė *et al.* 2004).

Infarktas kairiosios vidurinės smegenų arterijos baseine gali pasireikšti gilia ir išliekančia afazija (kalbos sutrikimas), dešinės pusės hemiplegija (vienos kūno pusės paralyžius), jutimų sutrikimais ir hemianopsija (regėjimo lauko susiaurėjimas) (Miyoshi *et al.* 1979). Hemoraginio insulto metu įvyksta kraujosruva į smegenėles (Donnan *et al.* 2008). Priklausomai nuo to, kuri smegenų sritis yra pažeidžiama, pradedami jausti žmogaus raumens ir skeleto sistemos dalies funkcijos sutrikimai. Svarbu kuo greičiau diagnozuoti ligą ir nedelsiant imtis insulto padarinių pašalinimo priemonių (Gutierrez *et al.* 2009).

Insulto diagnostikos tyrimai skirstomi į ikistacionarius ir stacionarius. Ikistacionariniai tyrimai yra: paciento nusiskundimai, arterinio kraujospūdžio matavimas, cukraus kiekio nustatymas (Sąlyga *et al.* 2014). Stacionariniai tyrimai yra tokie: atliekama kompiuterinė tomografija (KT), patikslinimui – kompiuterinis magnetinis rezonansas (MR), atskirais atvejais gali būti atlikta skaitmeninė angiografijos procedūra arba kraujagyslių ultragarsiniai tyrimai (Alexandrov 2008).

Dėl galvos smegenų insulto Europoje kasmet miršta apie 1 mln. žmonių (Krančiukaitė ir Rastenytė 2006). Galvos smegenų insultas – trečioji pagal dažnį (po širdies ir kraujagyslių ligų, vėžio) mirties priežastis Šiaurės Amerikoje, Europoje ir Azijoje (Stinear 2017). Didžiausias mirtingumas nuo insulto yra Centrinėje ir Rytų Europoje, įskaitant Bulgariją, Rumuniją, Latviją, Lietuvą, Slovakiją ir Vengriją. Mažiausias mirtingumas yra Šveicarijoje, Prancūzijoje, Islandijoje ir Olandijoje (Thrift *et al.* 2014). JAV insultas kasmet ištinka apie 795 tūkst. žmonių, iš kurių apie 610 tūkst. – pirmą kartą gyvenime. JAV nuolat gyvena apie 6,4 mln. žmonių, patyrusių insultą. Kasmet nuo jo miršta per 134 tūkst. amerikiečių. 2010 m. JAV biudžeto tiesioginės ir netiesioginės išlaidos dėl insulto sudarė 73,7 mlrd. dolerių. Vieno insultą patyrusio žmogaus gydymo ir priežiūros kaštai (iki jo gyvenimo pabaigos) sudaro apie 140 tūkst. dolerių. Jei insultu susirgęs žmogus nemiršta, lieka mažiau darbingas arba visai nedarbingas. Insultas – viena dažniausių netrauminio neįgalumo priežasčių. Apie 20 % asmenų praėjus 3 mėn. po insulto reikalinga sveikatos priežiūra, o 15–30 % žmonių, persirgusių insultą, visam gyvenimui lieka neįgalūs (Teasell 2003).

2012 m. insulto paplitimo mastas Lietuvoje – 667 insultą patyrę žmonės šimtui tūkstančių gyventojų, o insulto paplitimo vidurkis Europos Sąjungos valstybėse – 330 insultą patyrusių žmonių šimtui tūkstančių gyventojų (Pečeliūnas and Jamontaitė 2014). Todėl 2014 m. sausio mėn. buvo parengti ūminio smegenų insulto ištiktų žmonių srautų efektyvaus valdymo modelio (klasterio) teisės aktai. Pirmuoju projekto etapu numatoma įsteigti specializuotus insulto gydymo centrus LSMU Kauno klinikose, VU ligoninės Santariškių klinikose, Respubli-

kinėje Vilniaus universitetinėje ligoninėje, antruoju – Šiaulių, Panevėžio, Klaipėdos ligoninėse.

Insultas Lietuvoje yra aktuali problema, o VG funkcinį judesių atkūrimas po insulto yra sudėtingas uždavinys (Ng *et al.* 2008). Daugiau nei 60 % insultą patyrusių žmonių turi viršutinės galūnės funkcijos sutrikimą ir tik 5 % insultą patyrusių žmonių visiškai pasveiksta (Dobkin 2005). Be to, 15–20 % insultą patyrusių žmonių yra ikipensinio amžiaus (Tufvesson *et al.* 2003).

Per keletą dešimtmečių buvo sukurta daug klinikinių funkcinį vertinimo testų, skirtų insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės judesių kokybei įvertinti. Šie testai gali būti kiekybiniai arba kokybiniai. Jie pagrįsti hierarchine skiriamų taškų sistema. Dažniausiai naudojami žmogaus VG motorikos vertinimo testai tiriant judesius yra: „Jebson Hand Function Test“ (Jebson *et al.* 1969), „Honkongo funkcinio testo versija viršutinei galūnei (FTHUE-HK)“ (Fong *et al.* 2004), „Fugl-Meyer Assessment (FMA)“ (Gladstone *et al.* 2002), „Box and Block Test (BB)“ (Mathiowetz *et al.* 1985), „Motor Activity Log“ (Taub *et al.* 1993), „Action Research Arm Test (ARAT)“ (Lang *et al.* 2006), „Wolf Motor Function Test (WMFT)“ (Wolf *et al.* 2001), „Nine-hole Peg Test“ (Mathiowetz *et al.* 1985), „Frenchay Activities Index“ (Schuling *et al.* 1993), „Barthel Index (BI)“ (Quinn *et al.* 2011), „Chedoke-McMaster Stroke Assessment“ („Chedokie Assessment“) (Gowland *et al.* 1993), „Functional Independence Measure“ (Hsueh *et al.* 2002). Jiems taikomos šios vertinimo skalės: „NIH Stroke scale“ (Brott *et al.* 1989), „Physical Function Index“ (PFI) (Ware *et al.* 1992), „Modified Rankin Stroke Outcome Scale“ (Swieten *et al.* 1988). Taip pat minimi VG judesio kokybės vertinimai atsakant į anketų klausimus: „Motor activity log“ (Lang *et al.* 2008) ir „Stroke impact scale“ (Duncan *et al.* 1999). Testų rezultatams keliamas patikimumo klausimas. Tų pačių insultą patyrusių žmonių judesiai vertinami skirtingų vertintojų skirtingais metodais gaunant glaudų ryšį turinčius rezultatus (Ng *et al.* 2008). Tačiau daugeliu atvejų klinikiniai testai kritikuojami. Mokslinių tyrimų metu nustatyta, kad insultą patyrusių žmonių judesių kokybės vertinimas yra komplikotas, todėl sudėtinga nustatyti vartojamų vaistų poveikį VG judesių kokybei (Duncan *et al.* 2000). Reabilitologams nėra aišku, kaip pasirinkti tinkamiausią metodą (Gladston *et al.* 2002), o naudojant bet kurį iš klinikinių testų, skirtingų gydytojų rezultatai gali nesutapti. Todėl laikoma, kad klinikiniai testai turi subjektyviąją dedamąją.

Yra ir techninių diagnostinių priemonių VG motorikos pažeidimui nustatyti. Smegenų pažeidimo lygį dėl insulto ir motorikos atkūrimo tendenciją galima tiksliai įvertinti kompiuterinės tomografijos, magnetinio rezonanso prietaisais, tačiau šios procedūros sudėtingos ir brangios (Stinear 2010). Naujausi tyrimai, vertinantys smegenų pažeidimus ir jų įtaką judesio kokybei bei atstatymui (Stinear 2017), atliekami biožymenimis (Strimbu *et al.* 2011). Judesių kokybę siūloma kiekybiškai pamatuoti robotinėmis priemonėmis (Lum *et al.* 1999), kai

nustatomos rankos segmentų pasipriešinimo jėgos užduočių metu (Colombo *et al.* 2010). Moksliniuose straipsniuose aprašyta, kad VG judesio kokybė įvertinama naudojant vien judesio kinematinčius parametrus, ant riešo tvirtinant akcelerometrus (Lang *et al.* 2013). 2016 metų tyrimas atskleidė, kad panaudotas devynių laisvės laipsnių daviklis su specialiu VG segmentų padėties nustatymo algoritmu gali kiekybiškai įvertinti judesio kokybę peties fleksijos metu, nes funkcinis įvertis stipriai koreliuoja su FMA testo rezultatais (Li *et al.* 2016). Šios publikacijos mokslininkai teigia, kad tai galėtų būti viena iš priemonių, leidžiančių sutaupyti laiko gydytojui pašalinti subjektyvią dedamąją arba net atsisakyti FMA testo (Li *et al.* 2016). Aprašytais metodais stengiamasi sukurti sistemą, kuri leistų papildyti esamus klinikinius VG metodus arba, taikant klinikinius metodus, kiekybiškai įvertinti judesius.

1.2. Žmogaus viršutinės galūnės judesių atkūrimo metodai

Hemiplegijos (Langhorne *et al.* 2011) paveiktų pacientų (Stinear 2017) reabilitacija per pastaruosius 30 metų stipriai patobulėjo (Sunnerhagen *et al.* 2013). Sukurtos tokios priemonės: „specialūs vienetai“ (Johansson *et al.* 2011), ankstyvasis paleidimas (Rubin *et al.* 2013), telereabilitacija, savireabilitacijos programos (Jones *et al.* 2011) ir biomechaniniai modeliai (Pekna *et al.* 2012). Neurologijos mokslas nagrinėja ir sensorimotorinių bei kognityvinių funkcijų atkūrimą (Reinkensmeyer *et al.* 2012), todėl šioje srityje išstobulėjo pažangiosios technologijos (Kitago ir Krakauer 2013), atrasti efektyvūs reabilitacijos mechanizmai (Nudo ir McNeal 2013).

Žmonių, patyrusių insultą, VG judesiams atkurti sukurtos specialių judesių, elektrinės, robotinės terapijos. Hemiparezės (Schuhfried *et al.* 2012) paveikti pacientai reabilituojami funkcinė elektrine stimuliacija (Hara 2008) taikant įvairių gamintojų sistemas (Everaert *et al.* 2013). Rankų judesių apribojimus stengiamasi atkurti robotais, egzoskeletais (Mehrholtz *et al.* 2015) ir prietaisais, kurie pritvirtinti prie viršutinės galūnės segmento distalinės dalies, judina galūnę pagal nustatytą programą (Krebs 2012). Egzoskeletai naudojami reabilitacijos programos metu atkuriant insultą patyrusių pacientų viršutinės galūnės judesius ir visą refleksio lanką. Jie sujungia judesio tobulinimo eiliškumą nuo ketinimo, noro judėti iki galutinio rezultato (Langhorne *et al.* 2011). Dažniausiai robotai dirba keliais režimais: 1) paprasti pasyvieji judesiai; 2) judesiai, kai robotas naudoja interaktyvią programą pacientui; 3) treniravimas su apkrova (Krebs 2012). Atlikti tyrimai parodo, kad robotinė eisenos reabilitacija (Mehrholtz *et al.* 2012) vyksta kur kas efektyviau negu viršutinių galūnių reabilitacija (Mehrholtz *et al.* 2015). Paradoksalu tai, kad viršutinių galūnių reabilitacijai skirti robotai yra tikslūs,

palyginti su robotais, naudojamais eisenai atkurti (Forrester *et al.* 2013). Robotų sritis yra labai išvysta, bet robotizuotos technikos tobulinimas ateityje būtinas dėl poreikio didinti reabilitacijos efektyvumą (Schweighofer *et al.* 2012). Yra abejojančių, ar verta naudoti robotus viršutinių galūnių reabilitacijai (Hammami *et al.* 2012).

Virtualioji realybė dažnai naudojama reabilitacijos procese (Laver *et al.* 2012). Kompiuteriu prisijungus prie kompiuterinių žaidimų tinklo, galima įjungti žaidimą už gydymo įstaigos ribų ir lavinti reikiamos srities biomechaninius viršutinės galūnės judesius (Laver *et al.* 2012). Virtualioji realybė reabilitacijos srityje suteikė galimybių pritaikyti individualias pacientų judesių atkūrimo programas (Moreira *et al.* 2013). Naudojant virtualiosios realybės programas, judesių atkūrimo modeliams kurti renkami reabilitavimo duomenys, leidžiantys vertinti reabilitavimo programos efektyvumą (Nirme *et al.* 2011). Virtualiosios realybės reabilitacijos robotika – tai priemonių visuma, kurią sudaro vizualių, garsinių ir taktilinių grįžtamųjų ryšių visuma, pacientui atlikus judesius (Edwardson *et al.* 2013). Kompiuterinės ir robotų technologijos leidžia manipuluoti grįžtamoju ryšiu, o statinio ir dinaminio stovėsenos įvertinimo prietaisai įeina į juntamųjų skaidulų žadinimo technologiją. Jų svarba stovėsenos reabilitacijoje, kur atkuriamos kai kurios motorinės funkcijos, nustatyta tyrimais (Edwardson *et al.* 2013).

Juntamųjų skaidulų žadinimas padeda atkurti funkcinis motorinius žmogaus judesius (Daly *et al.* 2008). Jis atliekamas taikant transkutaninę elektrinę nervų stimuliaciją (TENS), kuri siūloma kaip pagalbinių priemonė su pagrindiniais reabilitacijos būdais (Mihara *et al.* 2013). Trys žinomiausios technikos aferentinėms skaiduloms žadinti yra šios: 1) veidrodžio terapija; 2) robotizuota reabilitacija; 3) stovėsenos reabilitacijos prietaisai (Feng *et al.* 2013). Veidrodžio teorija buvo pritaikyta viršutinių galūnių judesiams atkurti (Ayache *et al.* 2012).

Insultas pažeidžia galvos smegenis, todėl atliekamas jų stimuliavimas, pagrįstas vietinio magnetinio lauko arba galvaninės srovės veikimu, siekiant atkurti smegenų sritis, atsakingas už motorines funkcijas (Ayache *et al.* 2012). Pakartotinė transkranijinė stimuliacija (rTMS) arba transkranijinė smegenų stimuliacija tiesiogine srove (TDCS) gali būti naudojamos stimuliavimo arba slopinimo režimu, priklausomai nuo magnetinio lauko arba srovės charakteristikų (Edwardson *et al.* 2013). Naudojant rTMS, galima pasiekti didesnę stimuliuojamos smegenų anatominės srities fokusavimo tikslumą, nei naudojant TDCS dėl didesnės rezoliucijos. TDCS technologija turi pranašumą, palyginti su pirmąja – ją lengva naudoti, o naudojimo sąnaudos mažesnės. Dėl šių metodų efektyvumo diskutuojama, nors motorinių funkcijų atkūrimas, taikant šiuos metodus, literatūroje vertinamas teigiamai (Hao *et al.* 2013). TDCS ir rTMS metodus siūloma taikyti kaip papildomas procedūras reabilitacijos programoje (Takeuchi *et al.* 2012).

Pasaulyje yra 15 pagrindinių reabilitacijos aparatų gamintojų, kurie rinkai pateikia elektromechaninius aparatus žmonių viršutinės galūnės judesiams reabilituoti (Mihara *et al.* 2013). Rankos reabilitacijai po insulto taikoma biomechaninė priemonė – CPM (angl. *Continuous Passive Motion*) terapija, skirta nuolatiniam pasyviai rankos pirštų ir plaštakos treniravimui (Borboni *et al.* 2017).

Po insulto dažnai taikomas transkutaninis elektrinis nervinis stimuliavimas (TENS) metodas, kai reabilitacija atliekama per odą leidžiant elektrinius impulsus. Baterijomis maitinamas TENS prietaisas turi reguliuojamą srovės impulsų trukmę, dažnį ir intensyvumą. Kompleksinis metodas taikomas reabilitacijoje – TENS kartu su tikslingais biomechaniniais fiziniais pratimais. Priemonių kompleksas paspartina gijimą reabilitacijos metu, ir judesiai atkuriami greičiau, nei taikant vieną metodą atskirai (Feng *et al.* 2013).

Naudojantis šiuolaikinėmis technologijomis galima registruoti smegenų generuojamus signalus. Kognityvinių pratimų arba motorinių judesių metu matomi atitinkamų smegenų sričių veiklos pokyčiai. Tokius smegenų pakitimus galima stebėti naudojant funkcinę magnetinio rezonanso (fMRI), infraraudonųjų spindulių spektroskopijos (NIRS) arba elektroencefalografijos technologijas. Technologijos fMRI trūkumas – jos beveik neįmanoma panaudoti atliekant motorines funkcijas. NIRS ir EEG gali matuoti smegenų aktyvumą motorinių užduočių metu (Hao *et al.* 2013). Smegenų sričių aktyvumas gali būti panaudotas terapijos tikslais (Takeuchi *et al.* 2012).

1.3. Viršutinės galūnės tyrimams taikomi modeliai ir jų ypatumai

Biomechaniniai modeliai, skirti VG judesiams tirti, kuriami ilgą laiką (Buongiorno *et al.* 2015). Jie skirti chirurginių intervencijų pasekmės prognozuoti (Murray *et al.* 2000), raumenų koordinacijai nustatyti (Buchanan *et al.* 1996), reabilitacijos prietaisams kurti (Lemay *et al.* 1996), neuroraumeninei judesių kilmei ir raumens bei skeleto sąveikai suprasti (Hatze 1980). Pirminiai modeliai buvo supaprastinti. Mokslininkai De Duka (De Duca *et al.* 1973) ir Poppen (Poppen *et al.* 1978) sukūrė ir nagrinėjo dvimačius modelius peties sąnario reakcijos jėgoms apskaičiuoti rankos abdukcijos metu. Laikui bėgant modeliai tobulėjo, o tiriant triašį peties sąnarį atsirado trijų dimensijų modeliai (Högfors *et al.* 1991), apskaičiuojantys kaulo ir raumens kinematinčius, dinaminius parametrus (Van der Helm 1994) ir raumenų jėgas (Karlsson *et al.* 1992). Publikuoti ir kiti darbai, kuriuose atskirai nagrinėjamos alkūnės sąnario jėgos (Amis *et al.* 1980), alkūnės raumens ir skeleto modeliai (Gonzalez *et al.* 1996) arba alkūnės judesį sukeliančio raumenų jėgos peties kitimas, kuris daro įtaką sukimo momentui (Murray *et al.* 1995). VG modeliai papildyti riešo sąnario

biomechanikos tyrimais (Buchanan *et al.* 1993) bei atkurta sudėtinga žmogaus riešo sąnario struktūra (Lemay *et al.* 1996). Atlikti tyrimai, paaiškinantys atskirų rankos sąnarių sukimo momento pokyčius priklausomai nuo rankos padėties (An *et al.* 1984), daug dėmesio skirta jėgos peties kaip dydžio, transformuojančio raumens jėgą į sukimo momentą, nagrinėjimui (Murray *et al.* 2002), sukurti riešo modeliai sausgyslei perkelti (Loren *et al.* 1996) ir tiksliniams pratimams nagrinėti (Campolo *et al.* 2010).

Garnerio moksliniame straipsnyje (Garner *et al.* 2001) teigiama, kad 2001 m. literatūroje nebuvo prieinamo išsamaus VG modelio. Sukurti tik keli labai supaprastinti modeliai: trijų laisvės laipsnių modelis dviejose dimensijose su peties, alkūnės ir riešo sąnariais, kurie pavaizduoti mechaninio lanksto pavidalu (Pigeon *et al.* 1996), ir trijų dimensijų modelis, kuriame nebuvo mentės ir raktikaulio (Raikova 1992). Minėti išsamūs VG modeliai buvo sukurti mokslininkų iškeltoms užduotims įveikti, tačiau netiko kūno segmentų judesiams tirti smogimo ir metimo metu (Werner *et al.* 2007). Todėl Teksaso (JAV) universiteto mokslininkai, naudodami VHM (angl. *Visible Human Male*), sukūrė tikrovišką viršutinės galūnės konstrukciją, kurią atkūrė iš kompiuterinės tomografijos nuskenuotų fragmentų esant 1,7 mm raiška (Garner *et al.* 2001). Šis VG modelis turi 13 laisvės laipsnių, o jo segmentų kinematikos uždavinys aprašytas mokslininko Garner publikacijoje (Garner *et al.* 1999).

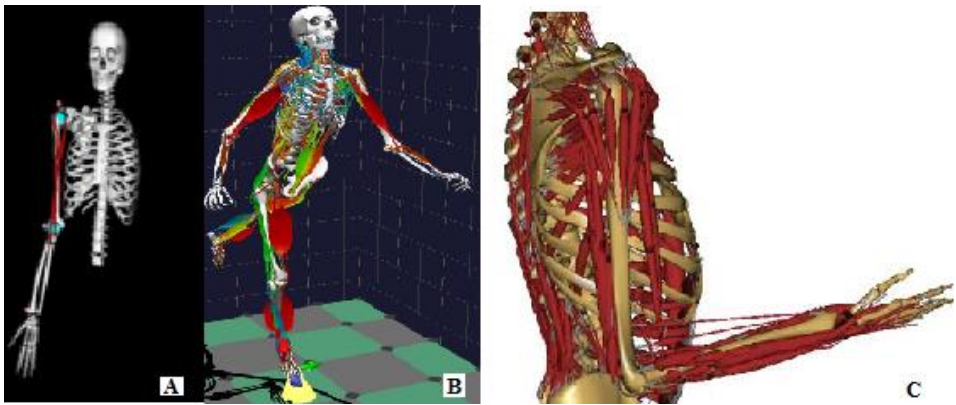
Per 16 metų VG modeliai patobulėjo. Remiantis daugeliu minėtų mokslinių darbų, programiniame pakete „OpenSim“ buvo sukurti raumens ir skeleto VG modeliai (1.1 pav., A). „OpenSim“ VG raumens ir skeleto modeliai gali būti pritaikyti tiek prie optinės judesių matavimo sistemos tiek prie inercinių jutiklių. Individualus „OpenSim“ VG modelis kuriamas naudojant tiriamojo asmens antropometrinius parametrus (Song *et al.* 2008). Vienas paprasčiausių „OpenSim“ VG modelių yra dviejų laisvės laipsnių modelis su 6 raumenimis, skirtas mokymo tikslams (Delp *et al.* 2007). Sukurtas 10-ies laisvės laipsnių riešo modelis, turintis 23 raumenis leido planuoti chirurgines sausgyslės perkėlimo operacijas, nes jį taikant galima stebėti, kaip kinta riešo biomechanika keičiant raumenų tvirtinimo vietas (Herrmann *et al.* 1999). Šis riešo modelis sukurtas pagal anksčiau du laisvės laipsnius ir 15 raumenų turintį modelį, kuris anatomiškai struktūra paaiškino, kodėl žmogus sukelia didesnę riešo sukimo momentą fleksijos metu, o ne ekstensijos (Gonzalez *et al.* 1997). Kitas „OpenSim“ programinėje aplinkoje sukurtas 15 laisvės laipsnių VG modelis su 32 raumenimis, moksliniuose tyrimuose kūrėjų supaprastintas iki 7 laisvės laipsnių (Saul *et al.* 2015), o optimizavimas atliktas gavus papildomus elektromiografijos duomenis. Modeliuojant VG programa SIMM (Simm *et al.* 2010), algoritmams pagreitinėti naudojami papildomi paketai: SD/FAST (Parametric Technology Corp.) ir dinaminis paketas (Blana *et al.* 2008). Judesys imituojamas atvirojo kodo programinėje aplinkoje (Delp *et al.* 2007), o tai leidžia analizuoti patologiniams judesiams būdingus ju-

desių parametrus, numatyti, kaip atlikti anatominius pakeitimus planuojant chirurgines žmogaus raumens ir skeleto struktūros keitimo operacijas (Delp *et al.* 1990). Ši programinė įranga naudojama net pažengusių biomechanikos srityje specialistų, kuriančių naujus modelius ir turinčių galimybę koreguoti esamus norimiems rezultatams gauti. „OpenSim“ nėra pirmasis tokios paskirties programinis paketas. Sukurti SIMM (*Musculoskeletal modelling environment*), „Visual 3-D“ (*C-Motion Inc.*), „Anybody“ (*Anybody Technology*) (1.1 pav. C) arba „Adams“ (*MSC Software Corp.*) ir kt., kurie yra komerciniai ir leidžia vartotojui daryti ribotus jų pakeitimus. Biomechanikams tai didelis nepatogumas, nes apribojamos galimybės plėsti esamus modelius (Delp *et al.* 2000). „OpenSim“ sukurtas ANSI C++ pagrindu, o grafinė dalis – Java kalba. Tai leidžia naudoti programą turint įprastą programinę įrangą. Tokie įrankiai, kaip „Xerces Parser“ iš „Apaches Foundation“, naudojami XML failams nuskaityti ir įrašyti, o VTK (angl. *Visualization Toolkit from Kitware*) – vizualizuoti. Panaudota „Plug-in“ architektūra vartotojui leidžia išplėsti esamų modelių funkcionalumą kuriant savo asmeninius raumenų, kontaktinius, valdymo ir analizės modelius. „OpenSim“ GUI (angl. *Graphical User Interface*) sudarytas iš įrankių, skirtų raumens ir skeleto modelio analizei bei rezultatams vizualizuoti. Kai kurie funkcionavimo aspektai panaudoti „OpenSim“, pavyzdžiui, galimybė koreguoti raumenis, spausdinti pasirinktus kintamuosius. Taip pat gali būti įkeliami SIMM sąnarių (*.jnt) ir raumenų (*.msl) failai. Esamos kūrimo ir valdymo funkcijos papildytos SIMM funkcijomis (Mansouri *et al.* 2012). „OpenSim“ esantis įrankis „Sim-Track“ naudojamas raumenų ir skeleto modeliams kurti, greitai ir tiksliai sudarant modelius keturiais žingsniais:

- raumens ir skeleto modelis pritaikomas pagal individualius tiriamojo antropometrinius duomenis: keičiama anatominių struktūrų masė, kaulų ilgiai. Sausgyslių ir raumenų ilgiai pakinta pagal nustatytą procentą priklausomai nuo griaučių matmenų pokyčio;
- apibendrintosioms koordinatėms (sąnarių kampiniams poslinkiams) nustatyti sprendžiamas atvirkštinės kinematikos uždavinys. Šiam etapui taikomas mažiausiųjų kvadratų metodas, taip sumažinant netikslumus tarp pamatuotų žymeklių pozicijų ir virtualių žymeklių padėčių (Lu *et al.* 1999);
- taikomas liekanos pašalinimo algoritmas RRA (angl. *Residual Reduction Algorithm*), optimizuojamos apibendrintosios koordinatės;
- modeliuojamas raumens aktyvavimas CMC (angl. *Computed Muscle Control*), kuris atitinka modeliuojamą judesį. CMC naudoja statinio optimizavimo kriterijų siekiant paskirstyti veikiančias jėgas tarp raumenų sinergetų taip, kad tiesioginės dinamikos būdu būtų gauta trečiajam žingsniui artima raumens ir skeleto kinematika.

Modelis tikrinamas eksperimentų metu gautais rezultatais. Patikrinama, kokia yra paklaida judesį atliekant įkėlus kinematinis duomenis į modelį ir atlikus

tiesioginius matavimus. Įsitikinus, kad paklaidos neviršija leidžiamųjų, modelį galima taikyti chirurginėms operacijoms modeliuoti, kai tiriami sąnario judesio biomechanikos pakitimai dėl pakoreguotos sausgyslių tvirtinimo prie kaulo vietos (Ebbini 2010). Tobulinant „OpenSim“ modelius, sukurta papildoma paprogramė „NMSBuilder“, kuria modeliai individualizuojami. Tai programinis paketas, skirtas raumens ir skeleto struktūroms kurti, nes modeliai sudaromi iš asmeninių kiekvieno paciento gautų medicininių tyrimų duomenų. Programinis paketas sukurtas skirtingo formato biomedicininiais duomenims nuskaityti, juos interaktyviai vizualizuoti ir sujungti į vieną visumą kuriant modelį, skirtą programiniam paketui, kuriame atliekami judesių dinamikos tyrimai.



1.1 pav. Raumens ir skeleto modeliai: A – „OpenSim“ (Simm *et al.* 2010), B – BoB (Shippen ir May 2013), C – „Anybody“ (Sins *et al.* 2015)

Fig. 1.1. Musculo-skeletal models: A – „OpenSim“ (Simm *et al.* 2010), B – BoB (Shippen ir May 2013), C – „Anybody“ (Sins *et al.* 2015)

Naudojantis „NMSBuilder“ galima nuskaityti branduolinio magnetinio rezonanso prietaisu gautus žmogaus anatominų dalių duomenis ir atkurti skaitinius kaulų, sąnarių ir raumenų vaizdus. Taip pat galima apskaičiuoti kaulų tankį, objekto tūrį ir inercinius kuriamo modelio parametrus. Todėl galima teigti, kad „NMSBuilder“ palengvina ir pagreitina VG modelio kūrimo procesą.

Kuriami ne vien atskiro segmento, bet ir viso kūno modeliai (Hamner *et al.* 2010), kurie pritaikomi VG tyrimui. Šiuolaikinis viso kūno biomechaninis modelis (1.1 pav. B) yra BoB (angl. *Biomechanics of Bodies* – kūnų biomechanika) (Shippen ir May 2013). Šis modelis sukurtas MATLAB aplinkoje. BoB autoriaus teigimu, ši priemonė buvo sukurta kaip įrankis, skirtas moksliniams biomechanikų projektams ir mokymams skirtingose disciplinose: sveikatos priežiūroje, sporto biomechanikoje, sporto inventoriui kurti, ergonomikai įvairiose srityse tirti.

BoB modeliu apskaičiuojami sąnarių sukimo momentai, raumenų sukuriamos apkrovos, sąnarių atramos reakcijos jėgos, o rezultatai vaizduojami grafiškai. Modelis sudarytas iš 36 standžių segmentų, kurie imituoja daugelį pagrindinių žmogaus kaulų. Standūs komponentai sujungti judamosiomis jungtimis, kurios atitinka žmogaus anatomines sąnarių formas ir sudaro 82 laisvės laipsnius. Žmogaus kūno segmentų masių pasiskirstymai turi autorių numatytas vertes, kurios parinktos iš literatūros (Winter 2009). Raumens modelis sudarytas iš 666 lokomotorinių raumeninių vienetų, kurie charakterizuoti pagal maksimalią izometrinę apkrovą (Shippen ir May 2012). BoB modelis patikrintas lyginant trumpojo dvigalvio šlaunies raumens sukiamos jėgos momento peties rezultatus ir tuos pačius rezultatus, gautus kitų autorių sukurtais modeliais. BoB modelis naudojamas įvairiems žmogaus biomechaniniams judesiams tirti: aiirško šokio (Shippen ir May 2010), kriketo (Shippen ir May 2013), automobilių ir sodininkystės ergonomikos tyrimuose (Shippen ir May 2016).

Kai kurie modeliai skirti neurobiologinės sistemos tyrimams, kuriuose galima pasirinkti sinapses ir kurti modelius, įvertinančius raumenį žadinančius signalus (Cofer *et al.* 2010). Raumenims sudaryti taikomi klasikiniai Hillo (Haeufle *et al.* 2014) ir Huxley (Hodgkin *et al.* 1963) raumenų modeliai.

Kuriami VG modeliai, skirti ortopedijai. „Anybody“ (Damsgaard *et al.* 2006) programa sudarytas peties modelis (Cutlip *et al.* 2015), kurį taikant išnagrinėtas sąnario dirbtinių paviršių nesutapimas ir jų įtaka greta esančių sąnarių biomechanikai (Sins *et al.* 2015). Naudojant sukurtą riešo modelį nagrinėjama šio sąnario degeneracija, judesių atkūrimas, prognozuojamas įtempimų sąnaryje pasiskirstymas perkėlus raumenų sausgysles į kitas tvirtinimo vietas. Sudarytas žmogaus raumens ir skeleto modelis, kuriuo nustatyta rankų svyravimo įtaka apatinės galūnės (Eschweiler *et al.* 2016) ir juosmens stabilumui (Angelini *et al.* 2017), taip pat atskiras VG modelis panaudotas tiriant rankos trajektorijos ir suvartotos energijos ryšį (Zhou *et al.* 2017). Mokslininkai modeliuoja uždaras grandines – žmogaus rankų ir automobilio vairo sąveiką (Farahani *et al.* 2016 ir Gao *et al.* 2014). Automobilių pramonėje šis paketas naudojamas ergonomikai modeliuoti: vairuotojo ir keleivio sėdėjimo automobilyje vietų ergonomikos tyrimui, darbuotojų darbo vietos ergonomikai surinkimo linijoje tirti (Majid *et al.* 2013). Sukurtos dėvimos pagalbinės priemonės – egzoskeletai taikomi testavimams ir bandymams, skirtiems sumažinti gamybos sąnaudas (Mao *et al.* 2011). Aeronautikoje labai svarbu kurti optimalią aplinką skraidymo aparatų personalui, keleiviams (Rasmussen *et al.* 2008) arba kosminėms misijoms, kurių metu darbai atliekami atvirame kosmose (Lindenroth *et al.* 2015). Gynybos srityje paketas padeda kurti kovos mašinas, saugesnę įrangą ir tobulinti personalo mobilumo efektyvumą (Li *et al.* 2015). Naudojant viso kūno biomechaninį modelį, sportininkams tobulinamas pratimų atlikimas, individualiai vertinami sportininkų judesiai, susižeidimo tikimybė ir kuriama tikslinga įranga specifiniams jude-

siams atlikti (Farahani *et al.* 2015; Skals *et al.* 2017; Nakashima *et al.* 2013; Rasmussen *et al.* 2012). Programinis paketas „Anybody“ skirtas ir moksliniams tyrimams. Juo gali būti kuriamas protezas amputavus galūnę, atliekamas raumens ir skeleto modeliavimas (Marra *et al.* 2014), eisenai tirti (Carbone 2014) ir kasdienių judesių ergonomikos analizė (AlMunajjed *et al.* 2016).

Sukurti raumens ir skeleto modeliai vaizduojami viso žmogaus ar jo kūno dalimi (1.1 pav.), kurios aprašytos matematikos lygtimis. VG ir viso kūno žmogaus raumens ir skeleto modeliams kurti taikomi mechanikos inžinerijos metodai. Kinematikai aprašyti dažnai taikomas Denavito ir Hartenbergo (DH) metodas (Hock *et al.* 2014) arba daugiagrandės atviros sistemos principai (Williams *et al.* 2006). Išmatuoti ir apskaičiuoti kampai, kampiniai greičiai ir kampiniai pagreičiai yra dinaminio modelio įvestys. Žmogaus kūno ir jo dalių judėjimo matematinės lygtys gaunamos Lagranžo (Onyshko *et al.* 1980) arba Niutono ir Oilerio metodais (McGrath *et al.* 2017), o raumens ir skeleto sistemos judėjimą sukeliančios jėgos ir sukimo momentai apskaičiuojami sprendžiant atvirkštinės dinamikos uždavinį (Slavens *et al.* 2011). Raumens ir skeleto sistemos jungčių judėjime dalyvauja daugiau raumenų, negu jungtis turi laisvės laipsnių. Mechanikos požiūriu, raumens ir skeleto sistemos matematinis modelis turi daugiau nežinomųjų, negu lygčių, todėl taikomos pasirinktos optimizavimo funkcijos, kurios leidžia paskirstyti jėgas kiekvienam aplinkui esančiam raumeniui (Powell 1978).

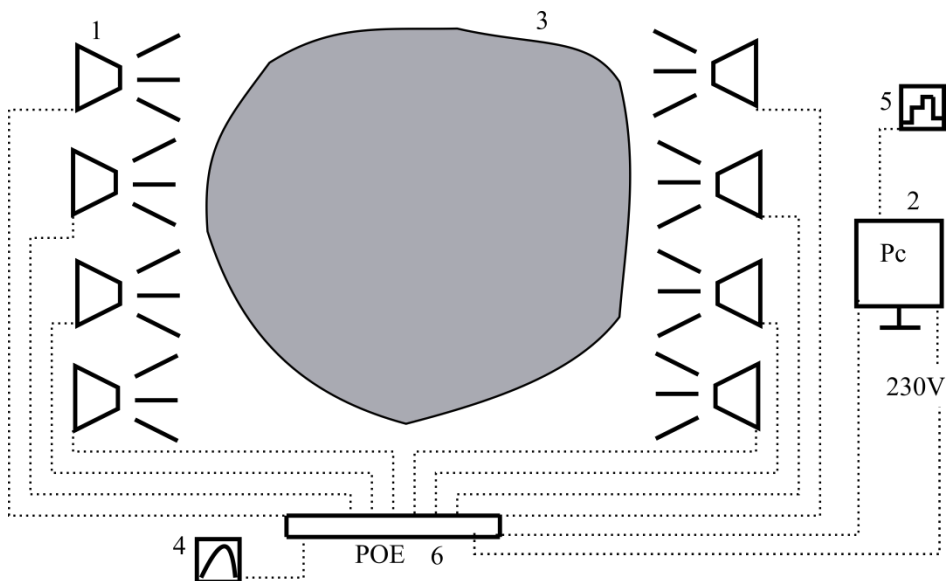
Populiarėja modeliai, kuriais bandoma reabilitacijoje kiekybiškai vertinti judesių kokybę (Lang *et al.* 2013), kai VG judesiai yra silpni dėl patirtų insultų arba traumų. Taip pat atlikta nemažai tyrimų, kurie suteikia galimybę atskirti Parkinsono liga arba esencialiniu tremoru sergančius pacientus (Woods *et al.* 2014; Barrantes *et al.* 2017; Griškevičius *et al.* 2015).

Mokslinių darbų VG modeliavimo srityje padaugėjo. Panagrinėjus science-direct.com internetinį puslapį, matyti, kad paskutinių devynerių metų duomenys rodo, jog mokslinių straipsnių, susijusių su VG tyrimais, padaugėjo nuo 3400 2009 m. iki 4920 – 2017 m. Kasmet mokslinių darbų tendencingai daugėja. Tai tik įrodo, kad disertacijos tematika išlieka aktuali.

Ankstesniame poskyryje aprašyti ir disertacijoje sukurti VG modeliai įvestims naudoja kinematinis parametrus. Sukurtiems VG modeliams kampiniai poslinkiai, kampiniai greičiai, kampiniai pagreičiai, pamatuoti optine sistema (Yang *et al.* 2002), inerciniais jutikliais (Shyamal Patel *et al.* 2010) ir apskaičiuoti taikant skaitinius diferencijavimo ir integravimo metodus naudojantis MATLAB (Siciliano *et al.* 2008).

Disertacijos eksperimentų metu buvo naudojamos dvi kamerų sistemos. Dviejų mėnesių mokslinės stažuotės metu Koventrio universitete (JK) viena iš užduočių buvo judesių matavimas „Vicon“ sistema (*Vicon motion capture system*, Oxford, England) (Chung 2011). Ši įranga sukurta eisenos biomechanikai

tirti (Lin *et al.* 1990), o dabar naudojama ir kuriant vaizdo efektus, sportininkų judesiams tirti (Merriau *et al.* 2017), neurologiniams tyrimams, robotams tirti (Costin *et al.* 2012) ir judesių kinematinųjų parametrų matavimui reabilitacijoje (Leardini *et al.* 2007). „Vicon“ sistema priklauso optinių-pasyviųjų judesių sekimo prietaisų klasei. Tai šviesą atspindinčius žymeklius turintys prietaisai, kurie sekami infraraudonųjų spindulių kameromis. „Vicon“ sistemoje naudojamas kamerų sinchronizavimo modulis nėra vien tik paprastas POE (*Power over Ethernet*) įrenginys, nes gamintojas yra įdiegęs ir savo naujovių, papildomų įrenginių – vaizdo kamera arba jėgos plokštė. Jei jėgos plokštė arba papildoma kamera nėra naudojamos, standartinę kamerų rinkinį gali sinchronizuoti paprastas POE modulis. Sinchronizavimo įrenginys „Vicon Lock+ sync“ turi papildomų savybių: „TimeCode“, „GenLock“, „Vesa“ ir papildomų įrenginių sinchronizavimas (Pfister *et al.* 2014). Visų optinių judesių sekimo sistemų kokybės matas yra kameros skiriamoji geba. Kuo ji didesnė, tuo tiksliau nustatoma žymeklio padėtis laikui einant ir tikslesni duomenys perduodami sistemai.



1.2 pav. Optinės judesių matavimo sistemos dalys: 1 – kamera, 2 – kompiuteris, 3 – tyrimų zona, 4 – analoginis signalas, 5 – skaitmeninis signalas; 6 – sinchronizatorius

Fig. 1.2. Optical motion capturing system: 1 – camera, 2 – personal computer, 3 – testing area, 4 – analogical signal, 5 – digital signal; 6 – synchronizer

Tai ypač svarbu atliekant tikslius matavimus su mažais veidui skirtais žymekliais (Furtado *et al.* 2013) arba kai žymekliai išdėstyti arti vienas kito, pavyzdžiui, modeliuojant pėdos anatominės struktūros judėjimą eisenos metu (Tugui *et al.* 2012). Didelis kameros filmavimo greitis aktualus, kai atliekami

subtilūs ar greitai judesiai. Programinė įranga sujungia visus išorinius įrenginius į vieną sistemą.

Optinė žmogaus judesių matavimo sistema „Optitrack“ (NaturalPoint Inc, Cornvalis, Oregon, United States) – tai antroji optinė sistema, kuri buvo naudojama disertacijai skirtų eksperimentų metu (Kertis 2009). Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikose insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės judesių kinematiniai parametrai išmatuoti nedidelei matavimo erdvei skirta įrangos versija. Ši sistema taip pat plačiai taikoma biomechanikos tyrimams (Pennestrì *et al.* 2010). Be minėtų optinių matavimo sistemų, biomechanikos tyrimams naudojamos ir kitos: „Quintic“ (Eliashar 2012), „Qualisys“ (Qualisys 2004), „SIMIMotion“ (Winiarski 2003).

Žmogaus judesių kinematikos parametrams išmatuoti gali būti naudojami optiniai aktyvūs prietaisai, kuriuose yra šviesos diodų žymekliai (Maletsky *et al.* 2007). Šiems įrenginiams aktualu turėti patvarią bateriją. Kita judesio nustatymo įrenginių kategorija yra vaizdo / bežymeklė sistema (Bonnechère *et al.* 2014), kuria objektas sekamas naudojant vaizdo kamerą ir specialią programinę įrangą (Nichols *et al.* 2017). Tokios sistemos paprastai nėra tikslios ir atskirų matavimų metu galima gaunamos didelės paklaidos. Matuojant optiniais pasyviais žymekliais gaunamos mažiausios paklaidos (Maletsky *et al.* 2007). Paskutinė prietaisų, matuojančių judesius, kategorija – tai inerciniai jutikliai (Patel *et al.* 2010), iš kurių „Shimmer“ (Shimmer, Dublin, Ireland) gamintojo buvo panaudoti disertacijos eksperimente. Juose nereikalingos kameros ir žymekliai. Akcelerometrų, giroskopų ir magnetometrų duomenys į kompiuterį perduodami bevieliu būdu (Shyamal *et al.* 2012). Inercinių jutiklių pranašumas – jų mobilumas, o optinei sistemai reikia nuolatinės patalpos, kurioje būtų atliekami judesių matavimai. Norint optinę pasyviąją sistemą perkelti ir judesius sekti po atviru dangumi, reikia atlikti ilgai montavimo darbus ir palankaus oro. Inercinius jutiklius yra praktiška naudoti tiriant insultą patyrusius žmones, nes bevielis ryšys (*bluetooth*) tarp jutiklių ir kompiuterio užtikrina segmentų padėties matavimus be trūkių, tuo tarpu šviesą atspindintys žymekliai gali užstoti vienas kitą arba vaizdo kamerų sistema gali nufilmuoti papildomus atspindžius iš aplinkos.

1.4. Pirmojo skyriaus apibendrinimas

Insultą patyrusių žmonių VG reabilitavimo priemonių trūkumas – kiekybinio vertinimo stoka. Subjektyviąją dedamąją turintys metodai suteikia galimybę įvertinti judesių kokybę, tačiau tokie metodai kritikuojami. Skirtingų vertintojų nustatyti balai gali ir nesutapti, nors mokslinėje literatūroje aprašomi atskirų specialistų judesių kokybės vertinimai koreliuoja suteikiant didelę koreliacijos koeficiento reikšmę.

Esamais klinikiniais VG judesių vertinimo metodais sunku įvertinti nedidelius teigiamus ar neigiamus judesio atkūrimo požymius, todėl jie ne visada tinka reabilitacijos efektyvumui stebėti. Be to, yra kelios judesių vertinimo priemonės, kurias specialistams nėra aišku, kaip pasirinkti VG judesiams tirti. Didelė pagalba rankos judesių funkciniam sutrikimams gydyti yra instrumentinės priemonės. Jos mechanškai treniruoja pažeistą ranką, jomis stengiamasi atkurti prarastas funkcijas. Technologiniai VG reabilitavimo būdai yra ne vien mechaniniai, bet ir elektrofiziologiniai nervinio impulso atkūrimo būdai, virtualiosios realybės ir programinių žaidimų naudojimas. Esamų technologijų trūkumas – jos neturi integruoto kiekybinio judesio kokybės vertinimo įrankio, todėl judesiai po reabilitacijos gali būti vertinami tik klinikiniais metodais. Daugėjant judesių kokybės atkūrimo metodų įvairovei, labai aktualus tampa objektyvus jų efektyvumo vertinimas, nustatant judesio kokybės parametrus.

Apžvalgoje aptarti programiniai paketai, skirti raumens ir skeleto sistemai modeliuoti, yra labai išvystyti. Įmonės ir mokslininkų komandos kuria ir tobulina programinius paketus aštuonerius ir daugiau metų. Paketų paskirtis yra įvairi – nuo sportininkų pratimų optimizavimo ir chirurginių operacijų planavimo iki vartotojui reikalingų tikslų sudarymo pasitelkiant laisvąjį modeliavimą. Kiekvienas sukurtas programinis paketas skirtas konkretiems uždaviniams spręsti.

Programinis paketas „Opensim“ žinomas dėl galimybės planuoti chirurgines operacijas. Pavyzdžiui, chirurgai nežino, kaip tiksliai turi būti perkeliama sausgyslė dėl tunelinio efekto patologijos, kai nervas yra spaudžiamas aplinkinių raumenų, ir žmogui tirpsta visa ranka ar jos dalis. Todėl reikia numatyti pasekmes, kurios atsiras jei sausgyslė bus perkelta į kitą tvirtinimo vietą ant kaulo paviršiaus. Prisiūti sausgyslę į kitą tvirtinimo vietą ant kaulo paviršiaus prieš tai neatlikus modeliavimo yra rizikinga. Tuo tikslu „Opensim“ galima sumodeliuoti sausgyslės tvirtinimo vietos pakeitimą ir programiniame pakete pamatyti, kaip pasikeis žmogaus sąnario biomechanika. Modeliuojant parenkama optimali sausgyslių persiuvimo vieta.

Mokslininkas dr. J. Shippenas jau aštuntus metus plėtoja programinį paketą BoB. Sukurtas viso žmogaus kūno raumens ir skeleto modelis skirtas apkrovų tyrimams kojų sąnariuose šokių metu, automobilio sėdynės komfortui optimizuoti ir sodo darbų ergonomikos tyrimams. Pavyzdžiui, airiško šokio metu dažnai patiriamos čiurnos traumos. Taikant BoB buvo ištirta ir nustatyta, kuriuose sąnariuose ir dėl kokių judesių kyla didžiausios apkrovos. Žinant tokią informaciją, galima instruktuoti šokėjus atlikti tuos pačius judesius kitaip – išvengiant traumų ar lėtinių ligų ateityje.

Programinis paketas „NMSbuilder“ skirtas individualiam kiekvieno žmogaus modeliui kurti perkeliant branduolinio magnetinio rezonanso ir kompiuterinės tomografijos vaizdus kiekvieno žmogaus biomechaninei raumens ir skeleto

struktūrai kurti. Naudojantis šiuo programiniu paketu apskaičiuojamos raumenų jėgos judesių metu.

Kitoks programinis paketas yra „Anymatlab“, kuris naudoja raumens ir skeleto modelį, tačiau jo paskirtis – nagrinėti nervinių signalų sklaidimo sutrikimus, nustatyti nervų sistemos pokyčius ir judesio sutrikimų priežastis.

1.5. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas

1. Analizuojant mokslinę literatūrą ir atliktų tyrimų rezultatus nustatyta, kad žmogaus VG funkciniai sutrikimai po insulto – aktuali šiuolaikinė problema, sprendžiama taikant inovatyvias reabilitavimo technologijas: egzoskeletai, virtualiosios realybės programos, robotų technika žmogaus judesiams lavinti, nervų ir smegenų sričių stimuliacija paveikus elektros impulsais.
2. Nėra sukurto kiekybinio VG judesių kokybės vertinimo metodo insultą patyrusiems žmonėms tirti. VG judesiams įvertinti prieš ir po reabilitacijos naudojami klinikiniai testai, kuriuose skirtingų gydytojų įvertinimai pagal skalę gali nesutapti nustačius to paties insultą patyrusio žmogaus VG judesių kokybę.
3. Žmogaus raumens ir skeleto dinaminiais modeliams sudaryti taikomi Lagranžo, D'alamberto, Keino metodai, sprendžiami atvirkštinės, tiesiosios kinematikos ir dinamikos, optimizavimo uždaviniai ir diferencialinės lygtys. Visi sudaryti modeliai turi konkrečią paskirtį: riešo biomechanikos pokyčių tyrimai perkėlus sausgyslę, ergonomikos, šokių terapijos tyrimai, automobilių saugumo tyrimai. Nėra universalaus modelio, tinkamo insultą patyrusio žmogaus VG judesiams tirti kinematiniais parametrais, naudojant optines sistemas ir inercinius jutiklius.
4. Dinaminuose modeliuose naudojami VG kinematikos parametrai. Jie matuojami optinėmis sistemomis su pasyviais (ir/arba aktyviais) žymekliais arba inerciniais jutikliais. Optinės judesių matavimo sistemos trūkumas, lyginant su inerciniais jutikliais, – taikyti šią sistemą žmonėms, patyrusiems insultą su labai sutrikusia VG funkcija sudėtingiau dėl poreikio dėvėti aptemptą kostiumą. Žmonių, patyrusių insultą VG tyrimui inercinius jutiklius taikyti yra lengviau, nes duomenys perduodami bevieliniu (*bluetooth*) ryšiu, todėl signalo trūkio tikimybė minimali. Tačiau inerciniai jutikliai turi trūkumą, palyginti su optine sistema, – jų tikslumas mažesnis.

Išanalizavus Lietuvos ir užsienio šalių mokslinę literatūrą, formuluojami disertacijos uždaviniai:

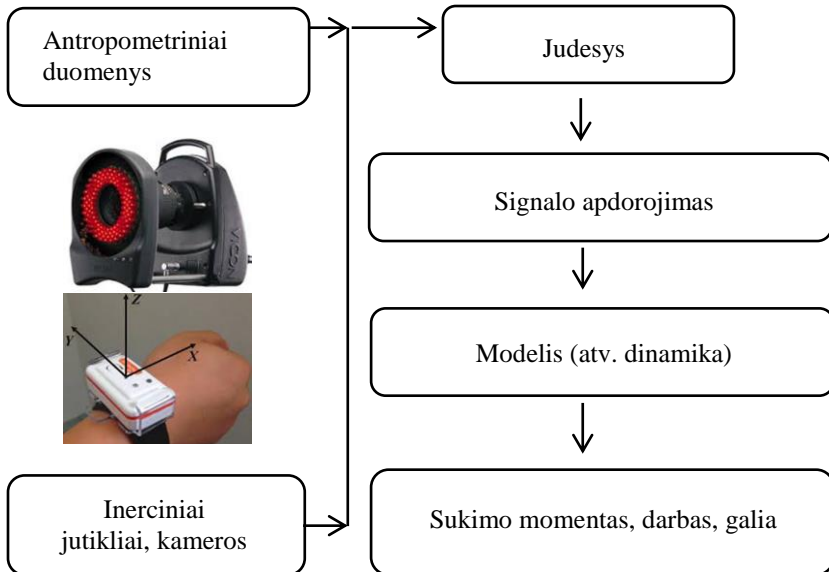
1. Nustatyti žmogaus viršutinės galūnės judesių kokybės vertinimo kiekybinius rodiklius.
2. Sudaryti metodiką, skirtą insultą patyrusio žmogaus su labai sutrikusia viršutinės galūnės funkcija, judesiams tirti.
3. Sudaryti universalų žmogaus viršutinės galūnės kinematinį ir dinaminį skaitinius modelius insultą patyrusių žmonių judesių kokybei vertinti ir ištirti sukurtos metodikos efektyvumą.
4. Ištirti viršutinės galūnės motorikos nepastovumo įtaką judesių kokybei vertinti.

Viršutinės galūnės dinamikos tyrimo metodika

Eksperimentinę dalį sudaro trys etapai. Pirmiausia buvo panaudoti devynių laisvės laipsnių inerciniai jutikliai „Shimmer“, o VG kinematikos parametrai išmatuoti pagal reabilitologų taikomą metodiką. Antrojo eksperimento metu panaudota optinė kamerų sistema „Vicon“ ir ištirta sveikųjų tiriamųjų VG motorika. Paskutinis eksperimentas atliktas optine matavimo įranga „Optitrack“ matuojant insultą patyrusių žmonių, su labai sutrikusia VG funkcija, judesius. Paskutinio eksperimento tikslas – padedant reabilitologams sukurti specialią metodiką labai sutrikusią VG funkciją turintiems žmonėms tirti, sudaryti kinematinį modelį, kuris leistų metodiką pritaikyti optinei įrangai be integruoto VG modelio.

Pirmiausia nustatomi tiriamojo (žmogus patyręs insultą/sveikasis tirmasis) segmentų ilgiai, ūgis, masė antropometriniais duomenimis apskaičiuoti, pildomi kiti anketos duomenys. Naudojama judesių matavimo įranga, skirta VG kinematikai pamatuoti pagal sudarytą metodiką. Kamerų sistemomis gautas signalas (koordinatės, kampinis poslinkis) filtruojamas programinėje įrangoje numatytais įrankiais, o inerciniais jutikliais gautas kampinis greitis apdorojamas MATLAB sudarytu algoritmu, kuriame vyraujančiam dažniui nustatyti panaudota galios spektrinio tankio analizė, o duomenys nufiltruoti žemųjų dažnių 2-osios eilės Batervorto filtru su 5 Hz atkirtos dažniu. Trims kampiniams kinematiniais parametrams gauti (kampas, greitis ir pagreitis) nufiltruotas skaitinis signalas buvo

diferencijuojamas ir integruojamas. VG kinematinųjų parametrų ir jų apdorojimo bendroji schema pavaizduota 2.1 paveiksle.



2.1 pav. Kiekybinių judesio kokybės parametrų nustatymo schema

Fig. 2.1. Quantitative motion quality parameters' identification scheme

Supaprastintas žmogaus VG modelis sudarytas iš trijų lankstų, kurie anatomiškai atitinka plaštakos, dilbio ir žasto segmentus. VG arba ranka vadinami modeliuojami objektai disertacijoje laikomi sinonimais. Antrajame skyriuje pateikti trys sukurti modeliai. Pirmasis jų yra trijų laisvės laipsnių dviejų dimensijų modelis. Šis modelis yra nesudėtingas, todėl pateiktos jo trijų lygčių analitinės išraiškos ir detalizuota sukimo momento skaičiavimo eiga. Penkių laisvės laipsnių trijų dimensijų modelis yra sudėtingesnis, todėl analitinės išraiškos nepateiktos. Septynių + 1 laisvės laipsnių žmogaus rankos modelis yra sudėtingiausias. Matematinė jo išraiška sudaryti pritaikytas Denavito ir Hartenbergo metodas, sukamajam ir slenkamajam judėjimui aprašyti matematiškai sudarytos Jakobio matricos, kurios panaudotos inercijos, išcentrinų ir Koriolio bei gravitacijos jėgų dedamosioms apskaičiuoti. Visi trys matematiniai modeliai sudaryti taikant energetinį Lagranžo metodą.

Pamatuoti ir apdoroti kinematiniai parametrai naudojami antrajame skyriuje aprašomuose modeliuose. Jais apskaičiuojami VG pasirinkto taško greičiai kito taško atžvilgiu ir kinetiniai parametrai, kurie pateikti rezultatuose.

Skyriaus tematika paskelbti straipsniai: Linkel *et al.* (2016a, 2017), Daunoravičienė *et al.* (2017a).

2.1. Eksperimentinis viršutinės galūnės kinematikos parametrų matavimas

2.1.1. Insultą patyrusių žmonių tyrimas Volfo motoriniu funkcinio testu

Tyrimo algoritmas sudarytas iš insultą patyrusių žmonių antropometrinių duomenų nustatymo pagal jų ūgį ir svorį (segmentų ilgiai ir masės), kinematinų parametrų nustatymo judesio metu naudojantis inerciniais jutikliais, duomenų apdorojimo (filtravimas, integravimas, diferencijavimas), įkėlimo į modelį ir rezultatų gavimo (sukimo momentas, darbas, galia).

Eksperimentiniai tyrimai atlikti Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos centre. Iš viso tyrime dalyvavo 14 insultą patyrusių žmonių (5 moterys ir 9 vyrai), kurių amžiaus vidurkis $60,8 \pm 12,5$ metų. Insultą patyrusių žmonių atrankos kriterijai: 1) kelios dienos po insulto; 2) iki ligos veiksmų, darančių įtaką rankos judesių koordinacijos kokybei, neturėjo. Priklausomai nuo viršutinės galūnės pažeidimo tiriamiesiems eksperimento metu buvo paruošta atlikti 11 motorinių pažeistos VG judesių. Visus 11 judesių atliko tik 3 insultą patyrę žmonės. Tiriamieji judesius atliko prieš reabilitaciją ir po jos. Reabilitacija truko 60 dienų.

Eksperimentui panaudoti 4 bevieliai 9 laisvės laipsnių inerciniai jutikliai „Shimmer“. Kiekvienas jų matavo pagreičius, kampinius greičius ir magnetinio lauko vektoriaus padėtį pagal tris dimensijas. Keturi inerciniai jutikliai buvo pritvirtinti prie kiekvieno standaus rankos segmento – plaštakos, dilbio, žasto, o 4-asis – prie krūtinės. Judesių metodika paruošta pagal Volfo motorinių funkcinio testų (WMFT – *Wolf Motor Function Test*) ir ICF (*International Classification of Functioning*) pratimus padedant reabilitologams. Jutiklių duomenys siunčiami bevieliu būdu (*Bluetooth*) 51,2 Hz dažniu, išsaugomi kompiuteryje „Labview“ programa, o filtruojami MATLAB programoje sukurtu algoritmu. Išmatuoti maksimalūs kampiniai segmentų greičiai ir judesių trukmė.

2.1.2. Sveikųjų tiriamųjų viršutinės galūnės tyrimas optine sistema

Eksperimente dalyvavo 23 suaugusieji (10 vyrų ir 13 moterų), kurių amžiaus vidurkis – 29,2 metų (nuo 19 iki 63). Žmogaus ūgis ir masė buvo įrašyti dalyvių apklausos anketose. Viršutinės galūnės segmentų masės buvo apskaičiuotos naudojantis mokslinėje literatūroje pateiktais antropometriniais duomenimis (Winter 2009). Dalyvių rankų segmentų ilgiai buvo pamatuoti lanksčia matavi-

mo juostele. Pamatuotas vidutinis subjektų ūgis – 1,71 m (nuo 1,55 iki 1,85 m). Visi tyrimo dalyviai buvo dešiniarankiai. Eksperimento dalyvių atrankos kriterijai – nė vienas iš dalyvių, jų nuomone, neturėjo viršutinės galūnės sutrikimų / traumų, kurios galėtų paveikti viršutinės galūnės judesių kinematikos kokybę atliekant eksperimentą.

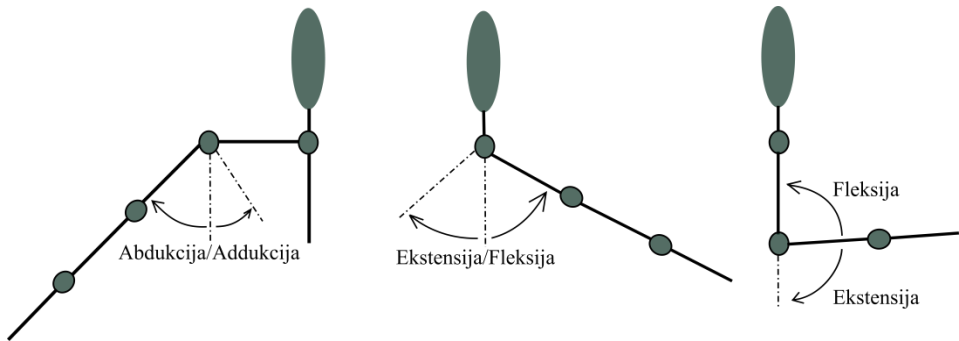
Trijų dimensijų rankų judesių kinematikos analizė atlikta naudojantis žmogaus judesių kinematikos matavimo sistema „Vicon“ (Vicon, JAV). Eksperimentiniai duomenys buvo siunčiami į „Windows“ platformoje veikiančią duomenų kaupimo ir analizės programinę įrangą („Vicon Nexus 1.7.1“). Minėta „Vicon“ sistema sudaryta iš pasyvių žymeklių, sinchronizavimo modulių (POE – *Power Over Ethernet*), 12 aukštos rezoliucijos kamerų su IR spindulių šviestukais, kurie išdėstomi taip, kad apimtų testui naudojamos erdvės tūrį (apytiksliai erdvės matmenys, m: aukštis \times plotis \times ilgis = $2,5 \times 1,8 \times 1,8$). Matavimai buvo atlikti 60 Hz dažniu. Kamerų sistemos tikslumas – 63 μ m, o triukšmų sukeltos paklaidos papildomai gali sudaryti 15 μ m, tačiau kai kuriais atvejais dėl dinaminio kalibravimo ar individualių nustatymų tikslumas gali būti ir mažesnis.

Eksperimentui naudotas viso žmogaus kūno „Vicon“ sistemos modelis, kuriam sudaryti kiekvienu metu modelyje numatytuose kūno taškuose ant specialaus kostiumo paviršiaus naudoti 39 šviesą atspindintys sferinės formos žymekliai. Jie atspindi kamerų IR šviestukų skleidžiamus infraraudonuosius spindulius. Atspindėjusi IR šviesa nuo pritvirtintų ant kūno pasyvių žymeklių patenka į kompiuterį per vaizdo kamerą ir tokiu būdu yra įrašoma žymeklio padėtis erdvėje x , y , z koordinatėmis. Taisyklingai išdėstyti optinių sistemų kameras tiriamajame tūryje yra svarbu, nes eksperimento metu vieną žymeklį privalo „matyti“ bent dvi kameros, kad galėtų būti atkuriamas trimatis vaizdas.

Tiriamieji atliko judesius su kairiąja ir dešiniąja rankomis, stovėdami pažymėtoje eksperimento zonoje. Jų buvo prašoma atlikti judesius pagal sukurta judesių metodiką. Kiekvienas tiriamasis eksperimento metu turėjo atlikti keturias judesių serijas. Du judesius (alkūnės ir peties sąnariai) su kairiąja ir du judesius su dešiniąja pusėmis. Paruošti biomechaniniai pratimai parinkti pagal įprastus biomechaninius žmogaus sąnarių judesius (2.2 pav.): fleksiją, ekstensiją, abdukciją ir addukciją. Pirmosios serijos metu tirta alkūnės fleksija. Antrosios serijos metu ištirti peties sąnario judesiai: fleksija, ekstensija, addukcija ir abdukcija. Kairės ir dešinės pusių rankų judesiai buvo vienodi. Kiekvienas judesys buvo pakartotas tris kartus, t. y. peties sąnario judesių metu dalyvis atliko tris fleksijas, tada tris ekstensijas, tris addukcijas ir tris abdukcijas. Minėtais judesiais buvo nustatomos visų trijų žmogaus rankos segmentų apibendrintosios koordinatės.

Tiriamiesiems buvo parodyti judesiai, kuriuos jie privalėjo atlikti eksperimento metu, po to jiems buvo leista pabandyti atlikti tuos pačius judesius prieš atliekant matavimą. Trumpas apšilimas buvo atliktas prieš atliekant judesius dėl

galimų traumų prevencijos, nes eksperimentiniai judesiai buvo atliekami kiek galima didesniu greičiu. Eksperimentui pasibaigus tiriamieji nusirengė specialų kostiumą su žymekliams lipnių paviršiumi ir užpildė paruoštas anketas (lytis, masė, dominuojanti pusė, amžius, ūgis).



2.2 pav. Peties (kairys ir vidurinis) ir alkūnės (dešinys) judesiai, kuriuos dalyviai atliko eksperimento metu: addukcija, abdukcija, fleksija ir ekstensija

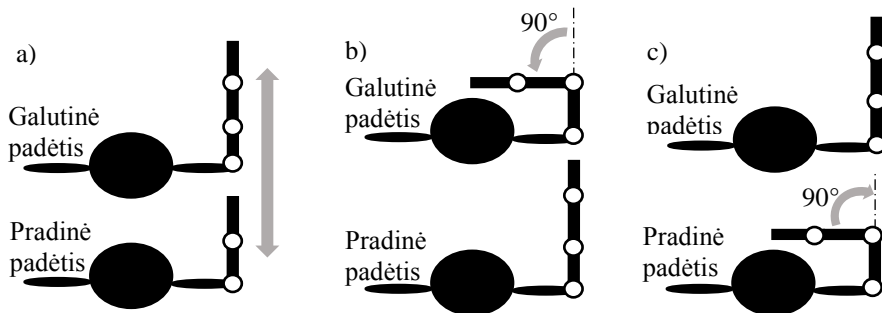
Fig. 2.2. Shoulder (left and middle) and elbow (right) motions that participants needed to perform during the experiment: adduction, abduction, flexion, and extension

Baigus matuoti judesius kamerų sistema „Vicon“, panaudota programinė įranga „Vicon Nexus“ siekiant patikslinti viso kūno žymeklių padėtį įrašytame judesyje kiekvieno kadro metu. Paprastai judesių metu pasitaikydavo kelios pozicijos, kai rankos žymekliai persidengdavo su greta esančiais arba buvo užden-giami žmogaus kūno ir negalėjo būti atkurti automatiškai. Tokiu atveju žymek-liai buvo atkuriami rankomis, o jų trajektorijos buvo pildomos naudojantis programine įranga. Tik vienas judesys iš daugiau nei 136 atliktų nebuvo atkurtas dėl trajektorijos trūkių. Dinaminis trajektorijų trijose dimensijose apdorojimas naudojant „Vicon Nexus“ programą leido perskaičiuoti koordinates į kūno seg-mentų judesių kampinius poslinkius lokaliajoje koordinatinių sistemoje.

Tolesniam duomenų apdorojimui sukaupti kinematiniai parametrai buvo įkelti į programinį paketą MATLAB. Įrašyti matavimų rezultatai (kampinis po-slinkis laikui einant) buvo diferencijuoti kampiniams greičiams ir kampiniams pagreičiams gauti. Pamatuoti ir apskaičiuoti kinematiniai sukamojo judesio pa-rametrai: poslinkiai, greičiai ir pagreičiai paruošti juos naudoti dinaminiam ir kinematiniam modeliui. Statistiniai skaičiavimai su kinematiniais paramet-rais atlikti naudojantis „Analysis Toolpack“ įrankiu, integruotu į „Microsoft Excel“.

2.1.3. Naujas metodas insultą patyrusiems žmonėms tirti optine sistema

VG judesiai apribojami dėl fizinės negalios, todėl insultą patyrę žmonės gali atlikti tik labai paprastus testus, kuriems reikia minimalios raumenų jėgos (2.3 pav.).



2.3 pav. Trys žmogaus viršutinės galūnės judesiai, kurie buvo atlikti naudojant kamerų sistemą „Optitrack“: a) pirmasis, b) antrasis, c) trečiasis

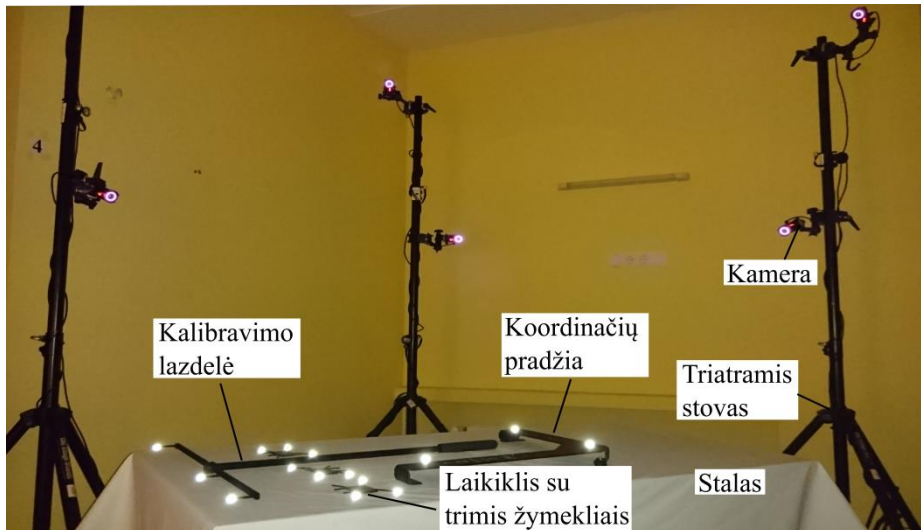
Fig. 2.3. The three human upper extremity motions during the experiment with the system „Optitrack“: a) The first, b) The second, c) The third

Bendradarbiaujant su Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos centro reabilitologais, buvo sudaryta nauja metodika, pagal kurią tris judesius gali atlikti insultą patyrę žmonės su labai sutrikusia viršutinės galūnės funkcija.

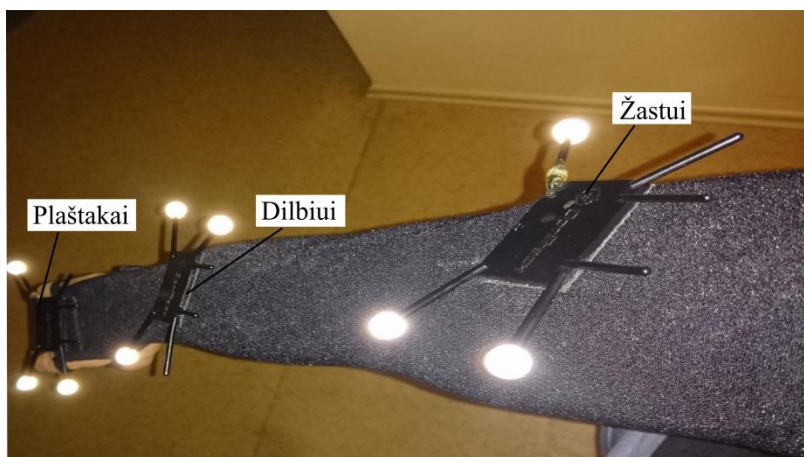
Eksperimentui panaudota žmogaus biomechaniniams judesiams matuoti skirta įranga. Kamerų sistema (2.4 pav.) „Optitrack“ (Flex3, NaturalPoint Inc., USA) eksperimentui pasirinkta dėl kelių priežasčių: 1. Matavimo tikslumas yra didelis ir siekia iki 100 μm matuojant taško koordinates x , y , z ; 2. Reabilitologų parinkti judesiai leidžia naudoti žymeklius ir kameras taip, kad judesio metu insultą patyrę žmonės jų neuždengtų; 3. Optinės judesių matavimo sistemos yra be viršutinės galūnės modelio, skirtos insultą patyrusių žmonių judesiams tirti.

Matavimo įrangą „Optitrack“ sudaro aštuonios kameros su infraraudonųjų spindulių apšvietimu, keturi trikojai stovai kameroms (dvi kameros tvirtinamos ant vieno trikojo 1,6 ir 2,5 m aukštyje), du sinchronizatoriai, nešiojamasis kompiuteris su programine įranga „Arena“ ir laidai minėtiems moduliams sujungti. Prieš eksperimentą kamerų sistema „Optitrack“ buvo paruošiama matavimams. Pirmiausia buvo patikrinama kiekvienos kameros fokusavimas į tyrimams paruoštą stalą (2.4 pav.). Prieš eksperimentą kamerų sistema buvo kalibruojama specialia lazdele su trimis žymekliais. Šios lazdelės judesių metu kiekviena kamera turi įrašyti pakankamą kadrų skaičių, kurį nusako užrašas programinėje įrangoje („Excellent“, „Ultimate“). Kalibravimo pabaigoje nustatomas koordina-

čių pradžios centras (2.4 pav.), o kalibravimo duomenys išsaugomi kompiuterio atmintyje, kad juos būtų galima vėliau įkelti, jei eksperimento metu prireiktų perkrauti sistemą.



2.4 pav. Kalibruoti (kalibravimo lazdelė, koordinačių pradžia) ir matavimams (kamos su triatramiais stovais, stalas, moduliai su žymekliais) atlikti naudotos priemonės
Fig. 2.4. Calibration (calibration wand, coordinate's setup tool) and measurements' (cameras with tripods, table and holders with markers) equipment



2.5 pav. Laikiklių su trimis žymekliais išdėstymas ant plaštakos, dilbio ir žasto
Fig. 2.5. Position of the three-markers modules on hand, forearm and humerus

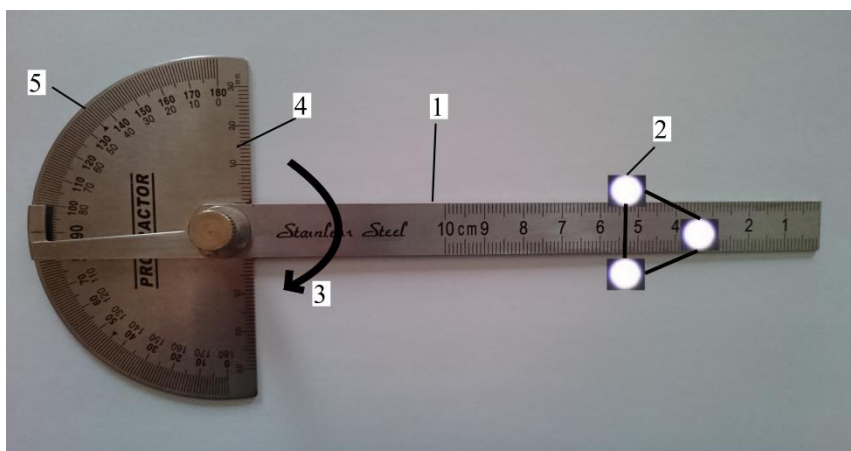
Tyrimė dalyvavo sveikieji tiriamieji ir insultą patyrę žmonės. Insultą patyrusių žmonių buvo septyni prieš reabilitaciją, iš kurių keturi pamatuoti po reabilitacijos. Insultą patyrusių žmonių amžiaus vidurkis – $65,9 \pm 12,8$ metų. Kontrolinė sveikųjų tiriamųjų grupė sudaryta iš 10 asmenų, kurių amžiaus vidurkis – $33,3 \pm 14,1$ metų. Sveikųjų tiriamųjų amžiaus vidurkis nesutampa su insultą patyrusių žmonių amžiaus vidurkiu, nes tikslas – patikrinti, ar pastebimas skirtumas tarp sveikųjų tiriamųjų ir insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės judesių metu gautų kinematinųjų ir dinaminių parametų.

Insultą patyrusiems žmonėms ir sveikųjų tiriamųjų judesiams tirti panaudota apranga su specialiu žymekliams lipni paviduriumi. Ši apranga sunkiau taikoma insultą patyrusiems žmonėms, kurie beveik nevaldo pažeistos galūnės, tačiau leidžia gauti didesnę tikslumą, nes žymekliai juda kartu su segmentais ir nepraslysta odos atžvilgiu. Ir insultą patyrę žmonės, ir sveikieji tiriamieji buvo apvelkami šiuo megztiniu (2.5 pav.), o ant kiekvieno rankos segmento buvo dedamas modulis su trimis žymekliais, tarp kurių atstumai judesių (2.3 pav.) buvo pastovūs (2.5 pav.).

Visų judesių metu tiriamasis sėdėjo ant kėdės prie stalo. Tuo atveju, jei tiriamasis buvo insultą patyręs žmogus ir negalėjo persėsti į kėdę, jis buvo paliekamas neįgaliojo vežimėlyje, kurio blizgiosios dalys buvo pridengiamos audiniu. Tiriamasis, sėdėdamas prie stalo, stengėsi išlaikyti stuburą vertikaliai. Atstumas tarp pilvo sienos ir stalo buvo 5 cm. Pradinė rankos padėtis buvo tokia pati atliekant pirmąjį ir antrąjį judesius – dilbis ant stalo krašto padėtas taip, kad alkūnė būtų ties stalo kraštu, o žastas ir dilbis statmeni tarpusavyje. Pirmojo judesio metu ranka buvo tiesiama į priekį kuo didesne amplitude ir grąžinama į pradinę padėtį kuo greičiau (2.3 pav.). Šiuo atveju tikrinamas dilbio ir žasto ekstensijos-fleksijos kampas ir greitis. Antrojo judesio metu dilbis iš pradinės padėties traukiamas prie krūtinės taip, kad jis būtų lygiagretus su stalo kraštu, t. y. 90° kampas atliekama žastikaulio pronacija per peties sąnarį. Trečiojo judesio metu pradinė padėtis yra tokia, kad dilbis būtų lygiagrečiai su stalo kraštu (kaip antrojo judesio pabaigoje), žastas yra statmenas frontalinei plokštumai, o tiriamasis turi kuo greičiau atlikti pronaciją per peties sąnarį taip, kad dilbis taptų lygiagretus su šoniniu stalo kraštu. Tiek sveikieji, tiek insultą patyrę žmonės atliko tuos pačius judesius su kairiąja ir dešiniąja rankomis.

Norint įsitikinti, ar kamerų sistema „Optitrack“ ir sukurtas algoritmas MATLAB aplinkoje kampinius poslinkius iš koordinatų skaičiuoja teisingai, buvo atliktas papildomas eksperimentas. Eksperimentui panaudota kamerų sistema ir 2.6 pav. pavaizduotos priemonės. Testo metu ant kietojo kūno (matlankio sukamoji dalis 2.6 pav., 1) buvo pritvirtinti trys žymekliai, atstumai tarp kurių judesio metu buvo pastovūs. Šių taškų x , y ir z koordinatės kampinio poslinkio metu buvo įrašytos kamerų sistema. Posūkio kampas ant skalės nustatytas ranka pasukus matlankio sukamąją dalį atsitiktiniu kampas iki 90° . Tokiu

būdu atlikti keturi testai su keturiais skirtingais kampais tyrimui aktualiame intervale ($0-90^\circ$): 30° , $34,5^\circ$, $77,5^\circ$ ir $89,5^\circ$ laipsnio. Segmento trijų taškų koordinatės – tai įvestis į MATLAB aplinkoje sukurtą algoritmą, kurio išvestis yra kampinis poslinkis. Idealiu atveju kampo vertė, nustatyta ant matlankio skalės, turėjo sutapti su algoritmo išvestimi. Paklaida tarp pamatuotos ir apskaičiuotos kampinio poslinkio vertės yra nuo 0,04 iki 1,00 laipsnio (2.1 lentelė).



2.6 pav. Tikrinimui naudotas įrankis: 1 – matlankio sukamoji dalis, 2 – laikiklis su trimis žymekliais, 3 – sukamosios dalies posūkio kryptis, 4 – stacionarioji įrankio dalis, 5 – matlankio skalė

Fig. 2.6. The validation tool: 1 – rotational part of the protractor, 2 – the holder with three markers, 3 – direction of the rotary part rotation, 4 – stationary part of the tool, 5 – the scale of the protractor

2.1 lentelė. Tikrinimo rezultatai: pamatuoto ir apskaičiuoto kampų palyginimas

Table 2.1. Validation results: comparison of measured and calculated angles

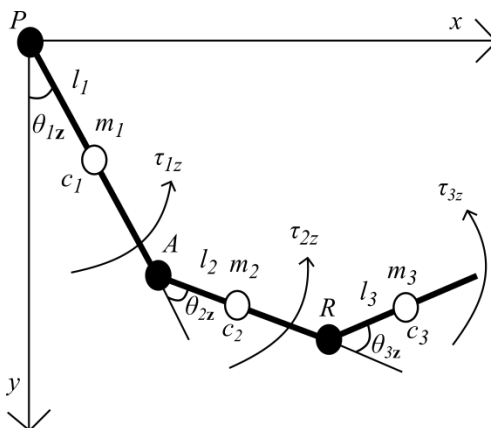
| Reikšmių pavadinimas, mato vienetai | 1 band. | 2 band. | 3 band. | 4 band. |
|-------------------------------------|---------|---------|---------|---------|
| Pamatuotas kampas, laipsniai | 30,0 | 34,5 | 77,5 | 89,5 |
| Apskaičiuotas kampas, laipsniai | 29,0 | 33,9 | 77,2 | 89,4 |
| Paklaida, laipsniai | 1,0 | 0,6 | 0,3 | 0,1 |

Tikrinant posūkis atliekamas apie z ašį (2.6 pav., 3), o nedideli virpesiai apie x ir y ašis galėjo atsirasti dėl nelygių paviršių ar naudoto įrankio nedidelių virpesių. Patikrinus nustatyta, kad matavimo sistema „Optitrack“ ir duomenų apdorojimo algoritmas veikia 0,1–1 laipsnio tikslumu, todėl algoritmą galima naudoti žmogaus VG segmentų padėčiai erdvėje nustatyti.

2.2. Dinaminiai viršutinės galūnės modeliai

2.2.1. 2D trijų laisvės laipsnių dinaminis viršutinės galūnės modelis

Sukurtas trijų laisvės laipsnių dinaminis viršutinės galūnės modelis skirtas kiekybiniam viršutinės galūnės judesių įvertinimui. Jį sudaro trys segmentai – žastatas, dilbis ir plaštaka. Šie trys segmentai gali būti pasukti apie sukimosi centrus P , A , R apibendrintųjų koordinatėjų kampiniais poslinkiais θ_{1z} , θ_{2z} , θ_{3z} (2.7 pav.). Segmentų masių centrų c_i pozicijos, jų masės m_i ir ilgiai l_i apskaičiuoti naudojantis antropometriniais duomenimis (Winter 2009). VG segmentų ašinių inercijos momentų vertės imamos iš mokslinės literatūros (McConville *et al.* 1980; Dumas *et al.* 2007).



2.7 pav. 2D trijų segmentų rankos dinaminis modelis: τ_i – sukimo momentai sąnariuose; P , A , R – peties, alkūnės ir riešo sąnariai atitinkamai

Fig. 2.7. 2D 3-segment dynamical UE model: τ_i – joints' torques of each segment; θ_i are angles of each segment; P , A , R – shoulder, elbow and wrist joints respectively

Taikant Lagranžo energinį metodą, rankos dinaminis modelis (2.7 pav.) sagitalinėje plokštumoje aprašytas trimis antrosios eilės diferencialinėmis lygtimis (2.1). Dešinė kiekvienos lygties lygybės pusė gauta skaičiuojant visos sistemos darbo W išvestinę pagal apibendrintąją koordinatę θ_i . Kairiąją lygčių sistemos lygybės pusę sudaro Lagranžiano L_i dalinės išvestinės pagal apibendrintąją koordinatę θ_i ir jos išvestinė $\dot{\theta}_i$ bei pilnoji išvestinė pagal laiką.

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{1z}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{1z}} = \frac{\partial W}{\partial \theta_{1z}} \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{2z}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{2z}} = \frac{\partial W}{\partial \theta_{2z}}, \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{3z}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{3z}} = \frac{\partial W}{\partial \theta_{3z}} \end{cases} \quad (2.1)$$

čia L – Lagranžo funkcija, θ_i – apibendrintosios koordinatės, $\dot{\theta}_i$ – apibendrintieji greičiai, t – laikas.

Raumenų sukeltiems sukimo momentams τ_{1z} , τ_{2z} , τ_{3z} sąnariuose apskaičiuoti įprasta spręsti atvirkštinės dinamikos uždavinį. Peties, alkūnės ir riešo sąnariuose kylantys žasto, dilbio ir plaštakos sukimo momentai τ_i atitinkamai apskaičiuojami perrašius lygčių sistemą (2.1) kitokia forma (2.2):

$$\tau_i = \mathbf{M}(\theta_i) \cdot \ddot{\theta}_i + \mathbf{C}(\theta_i, \dot{\theta}_i) + \mathbf{G}(\theta_i), \quad (2.2)$$

čia \mathbf{M} – inercijos jėgų dedamoji, \mathbf{C} – išcentrinių ir Koriolio jėgų dedamoji, \mathbf{G} – gravitacijos jėgų dedamoji.

Dinaminiai modeliai mokslinėje literatūroje dažnai sudaromi švytuoklės principu, tačiau tai būna dviejų laisvės laipsnių modeliai (Hirashima 2011), nes didesnio laisvės laipsnio išraiškos tampa sudėtingos. Disertacijoje paprasčiausias VG modelis sudarytas iš trijų laisvės laipsnių, o jo analitinės išraiška gauta panaudojus formules (2.3 – 2.24):

1. Masės centrų c_1 , c_2 , c_3 poslinkio (po_{ci}) vektorių sudarymas:

$$po_{c_1} = [l_{oc1} \sin(\theta_1), l_{oc1} \cos(\theta_1)]; \quad (2.3)$$

$$po_{c_2} = [l_1 \sin(\theta_1) + l_{ac2} \sin(\theta_2), l_1 \cos(\theta_1) + l_{ac2} \cos(\theta_2)]; \quad (2.4)$$

$$po_{c_3} = [l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_2) + l_{bc3} \sin(\theta_3), l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_2) + l_{bc3} \cos(\theta_3)]. \quad (2.5)$$

2. Masės centrų c_1 , c_2 , c_3 greičių vektorių v_{ci} sudarymas:

$$v_{c_1} = [l_{oc1} \cos(\theta_1), -l_{oc1} \sin(\theta_1)]; \quad (2.6)$$

$$v_{c_2} = [l_1 \cos(\theta_1) + l_{ac2} \cos(\theta_2), -l_1 \sin(\theta_1) - l_{ac2} \sin(\theta_2)]; \quad (2.7)$$

$$v_{c_3} = [l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_2) + l_{bc3} \cos(\theta_3), -l_1 \sin(\theta_1) - l_2 \sin(\theta_2) - l_{bc3} \sin(\theta_3)]. \quad (2.8)$$

3. Sistemos kinetinės energijos (Ke) bendroji formulė

$$Ke = \frac{1}{2} m_i [v_j]^T [v_j] + m_i [v_j]^T [w] [r_{jc}] + \frac{1}{2} [w]^T [J] [w]. \quad (2.9)$$

4. Sistemos segmento kinetinės energijos (Ke_i) skaičiavimai:

$$Ke_i = \frac{m_i v_i^2}{2} + \frac{J_i \omega_i^2}{2}; \quad (2.10)$$

$$Ke_1 = \frac{m_1 \left(\left(l_{oc1} \sin(\theta_1(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_1(t) \right)^2 + l_{oc1}^2 \cos^2(\theta_1(t)) \left(\frac{\partial}{\partial t} \theta_1(t) \right)^2 \right) + J_1 \left(\frac{\partial}{\partial t} \theta_1(t) \right)^2}{2}; \quad (2.11)$$

$$Ke_2 = \frac{m_2 \left(\left(l_1 \cos(\theta_1(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_1(t) + l_{ac2} \cos(\theta_2(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_2(t) \right)^2 + \left(l_1 \sin(\theta_1(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_1(t) - \frac{\partial}{\partial t} q_1(t) + l_{ac2} \sin(\theta_2(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_2(t) \right)^2 \right) + J_2 \left(\frac{\partial}{\partial t} \theta_2(t) \right)^2}{2}; \quad (2.12)$$

$$Ke_3 = \frac{m_3 \left(\left(l_1 \cos(\theta_1(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_1(t) + l_2 \cos(\theta_2(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_2(t) + l_{bc3} \cos(\theta_3(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_3(t) \right)^2 + \left(l_1 \sin(\theta_1(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_1(t) + l_2 \sin(\theta_2(t)) \frac{\partial}{\partial t} \theta_2(t) \right)^2 + l_{bc3}^2 \sin^2(\theta_3(t)) \left(\frac{\partial}{\partial t} \theta_3(t) \right)^2 \right)}{2}. \quad (2.13)$$

Visos sistemos kinetinės energijos (Ke) išraiška (E priedas):

$$Ke = Ke_1 + Ke_2 + Ke_3. \quad (2.14)$$

5. Sistemos potencinės energijos skaičiavimai (Pe):

$$Pe_i = gh_i m_i; \quad (2.15)$$

$$Pe_1 = gl_{oc1} m_1 \cos(\theta_1(t)); \quad (2.16)$$

$$Pe_2 = gm_2 (l_1 \cos(\theta_1(t)) + l_{ac2} \cos(\theta_2(t))); \quad (2.17)$$

$$Pe_3 = gm_3 (l_1 \cos(\theta_1(t)) + l_2 \cos(\theta_2(t)) + l_{bc3} \cos(\theta_3(t))). \quad (2.18)$$

Visos sistemos potencinės energijos (Pe) išraiška:

$$Pe = Pe_1 + Pe_2 + Pe_3; \quad (2.19)$$

$$Pe = gm_2(l_1 \cos(\theta_1(t)) + l_{ac2} \cos(\theta_2(t))) + gm_3(l_1 \cos(\theta_1(t)) + l_2 \cos(\theta_2(t)) + l_{bc3} \cos(\theta_3(t))) + gl_{oc1} m_1 \cos(\theta_1(t)). \quad (2.20)$$

6. Sistemos Lagranžianas (L) yra skirtumas tarp kinetinės (Ke) ir potencinės (Pe) energijų (E priedas):

$$L = Ke - Pe. \quad (2.21)$$

7. Sistemos darbas (W):

$$W = -\tau_{2z}(\theta_1 - \theta_2) - \tau_{3z}(\theta_2 - \theta_3) + \theta_1 \tau_{1z}, \quad (2.22)$$

čia τ_i – grandies sukimo momentas, sukeliantis judesį.

8. Apibendrintosios sistemos jėgos (Q_i):

$$Q_i = \frac{\partial W}{\partial \theta_i}; \quad Q_1 = \frac{\partial W}{\partial \theta_1} = \tau_{1z} - \tau_{2z}; \quad Q_2 = \frac{\partial W}{\partial \theta_2} = \tau_{2z} - \tau_{3z}; \quad Q_3 = \frac{\partial W}{\partial \theta_3} = \tau_{3z}. \quad (2.23)$$

9. Lagranžo lygties bendroji forma:

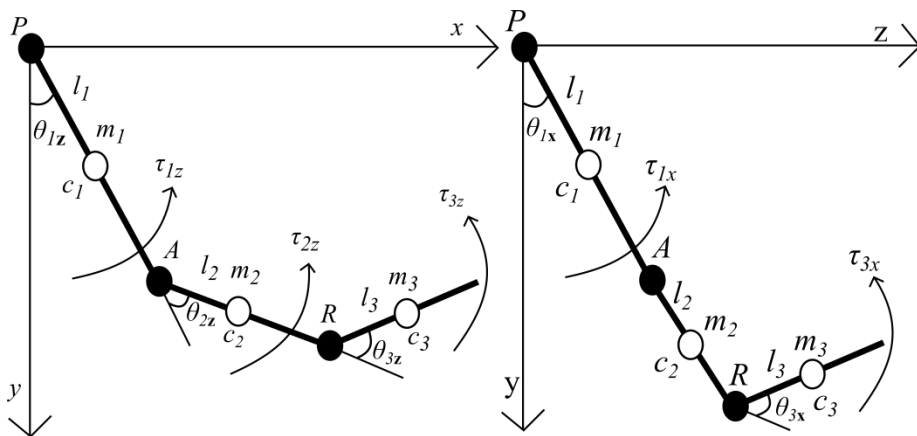
$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = Q_i. \quad (2.24)$$

Matematinis trijų laisvės laipsnių modelis pateiktas E priede. Sukurtas 2D dinaminis modelis buvo panaudotas insultą patyrusiems žmonėms tirti prieš ir po reabilitacijos.

2.2.2. 3D penkių laisvės laipsnių dinaminis viršutinės galūnės modelis

Siekiant kiekybiškai įvertinti viršutinės galūnės judesių kokybę ir apskaičiuoti charakteringus dinامينius parametrus, kurie būdingi sveikiems žmonėms, buvo sukurtas penkių laisvės laipsnių (5 LL) trimatis (3D) viršutinės galūnės dinaminis modelis (2.8 pav.). Modelis sudarytas iš trijų segmentų – žasto, dilbio ir plaštakos. Žastas, dilbis ir plaštaka gali būti pasukti apie sukimosi centrus P , A ir R atitinkamai (2.8 pav.).

Segmentų masės m_i , jų masės centrų pozicijos c_i apskaičiuotos pagal antropometrinius duomenis ir priklauso nuo žmogaus kūno masės ir ūgio atitinkamai. Kiekvieno tiriamojo segmentų ilgiai l_i pamatuoti pasibaigus eksperimentui, o inercijos momentai imami iš mokslinės literatūros (Winter 2009).



2.8 pav. Supaprastintas 3D trijų segmentų dinaminis viršutinės galūnės modelis, kurio žastas (l_1), dilbis (l_2), plaštaka (l_3) sujungti peties (P), alkūnės (A), riešo (R) sąnariais sagitalinėje (x – y) ir frontalinėje (z – y) plokštumose: τ_i – sąnarių sukimo momentai; θ_i – kiekvieno segmento apibendrintosios koordinatės

Fig. 2.8. Simplified 3D 3-segment dynamical upper extremity model with shoulder (P), elbow (A), wrist (R) joints in sagittal (x – y) and frontal (z – y) planes: τ_i – joints' torques; θ_i – generalized coordinates of each segment

Diferencinių lygčių sistema (2.25) yra matematinė 5 LL dinaminio modelio (2.8 pav.) išraiška, kuria aprašomas viršutinės galūnės segmentų judėjimas sagitalinėje ir frontalinėje plokštumose, taikant energinį Lagranžo metodą. Lygčių sistemoje (2.25) kiekvienos lygties dešinioji pusė suformuota iš visos sistemos darbo W išvestinės pagal apibendrintąją koordinatę θ_i .

$$\left\{ \begin{aligned} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{1x}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{1x}} &= \frac{\partial W}{\partial \theta_{1x}} \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{1z}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{1z}} &= \frac{\partial W}{\partial \theta_{1z}} \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{2z}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{2z}} &= \frac{\partial W}{\partial \theta_{2z}} \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{3x}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{3x}} &= \frac{\partial W}{\partial \theta_{3x}} \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_{3z}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_{3z}} &= \frac{\partial W}{\partial \theta_{3z}} \end{aligned} \right. ; \quad (2.25)$$

Išsprendus atvirkštinės dinamikos uždavinį, apskaičiuoti sukimo momentai sąnariuose τ_{1z} , τ_{1x} , τ_{2z} , τ_{3z} , τ_{3x} , sukelti raumenų jėgos, kuri yra judesių atsiradimo

priežastis matuojant rankos kinematikos parametrus. Lygčių sistema (2.25) buvo perrašyta į lygčių sistemą (2.26), siekiant išreikšti reikiamus sąnarių sukimo momentus τ_i .

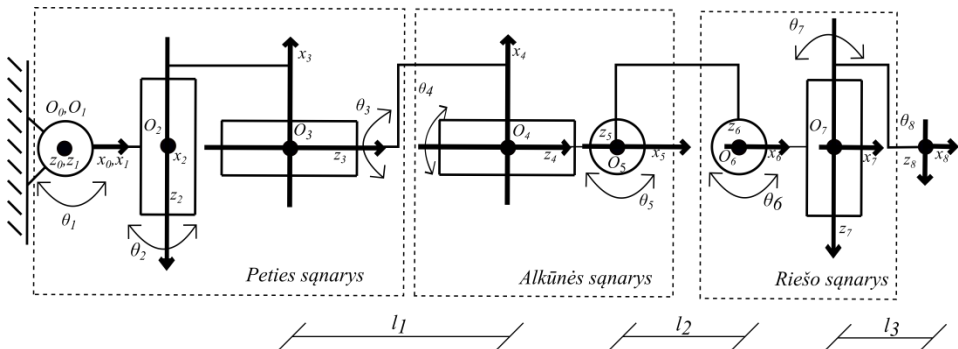
$$\tau_i = M(\theta_i) \ddot{\theta}_i + V(\theta_i, \dot{\theta}_i) + G(\theta_i), \quad (2.26)$$

$$5 \times 1 \quad 5 \times 5 \quad 5 \times 1 \quad 5 \times 1 \quad 5 \times 1$$

čia M – inercijos jėgų matrica, V – sukimo momentas sukiamas išcentrinės ir Koriolio jėgų, G – sukimo momentas, sukiamas gravitacijos jėgos.

2.2.3. Septynių + 1 laisvės laipsnių viršutinės galūnės modelis

Septynių + 1 laisvės laipsnių (7 + 1 LL) 3D žmogaus rankos kinematinį modelį (2.9 pav.) sudaro trys segmentai: žastas, dilbis, plaštaka, kurių ilgiai atitinkamai l_1, l_2, l_3 .



2.9 pav. Žmogaus rankos septynių + 1 laisvės laipsnių kinematinio modelio schema

Fig. 2.9. Seven + 1 degrees of freedom kinematic human arm model

Septynias apibendrintąsias koordinates θ_i sudaro 3 LL peties, 2 LL alkūnės ir 2 LL riešo sąnariuose. Ašys z_i yra ašys, apie kurias atliekamas sukamasis judesys pagal apibendrintąją koordinatę θ_i . Iš nustatyto koordinačių pradžios centro O_i išvedama x_i ašis, kuri sutampa su bendrąja sukimosi ašių z_i ir z_{i+1} normale. Ašių z_i ir x_i kryptis nustatoma pasirinktinai ir įtakos skaičiavimams neturi.

Žmogaus rankos kinematiniam modeliui (2.9 pav.) Denavito ir Hartenbergo (DH) parametrai pateikti 2.2 lentelėje. Naudojantis aštuntąja lentelės eilute apskaičiuojami plaštakos masės centro c_3 , nutolusio nuo riešo sąnario atstumu l_{c3} , kinematiniai parametrai.

2.2 lentelė. Denavito ir Hartenbergo parametrai plaštakos masės centrui c_3

Table 2.2. Denavit-Hartenberg parameters for hand mass center c_3

| i | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|-----|----------------|-----------|-------|------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | θ_1 |
| 2 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_2 |
| 3 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_3 |
| 4 | 0 | 0 | l_1 | θ_4 |
| 5 | $-\pi/2$ | 0 | 0 | θ_5 |
| 6 | 0 | l_2 | 0 | θ_6 |
| 7 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_7 |
| 8 | 0 | l_{C3} | 0 | 0 |

Dėl 2.2 lentelėje esančios aštuntosios eilutės septynių laisvės laipsnių modelis pavadintas septynių + 1 laisvės laipsnių modeliu. Pirmasis parametras lentelėje yra α_i – kampas tarp ašių z_i, z_{i+1} skaičiuojant apie ašį x_i ; antrasis – a_i , atstumas tarp ašių z_i, z_{i+1} išilgai ašies x_i ; trečiasis – d_i , atstumas tarp ašių x_{i-1}, x_i išilgai ašies z_i ; ketvirtasis – θ_i , kampas (apibendrintoji koordinatė) tarp ašių x_{i-1}, x_i skaičiuojant apie ašį z_i .

Nustatant DH parametrus α_i ir θ_i kampai apie ašis x_i ir z_i nustatyti naudojantis dešinės rankos taisykle (nykštys rodo ašies kryptį, o keturi pirštai nukreipti teigiama sukimosi kryptimi).

Apskaičiuoti segmentų masių centrų kiekvienu laiko momentu poziciją ir koordinačių sistemos, pritvirtintos prie atskiro segmento, padėtį globaliosios ar kitos norimos koordinačių sistemos atžvilgiu, naudojama išraiška homogeninėms koordinatėms apskaičiuoti (2.27):

$${}^{i-1}_iT = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ \sin\theta_i \cos\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \cos\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1}d_i \\ \sin\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.27)$$

Matricoje (2.27) pirmasis, antrasis, trečiasis stulpeliai nurodo koordinačių sistemos i x, y, z ašių padėtį koordinačių sistemos $i-1$ atžvilgiu, o ketvirtasis matricos stulpelis – koordinačių sistemos i taško koordinatės koordinačių sistemos $i-1$ atžvilgiu (2.28). Naudojant homogeninių koordinačių išraišką (2.27) nustatyta 7 + 1 LL modelio segmentų koordinačių sistemų padėtis, masių centrų ir riešo, alkūnės, peties sąnarių koordinatės peties koordinačių sistemos atžvilgiu.

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} R_{1xi} & R_{2xi} & R_{3xi} & r_{pxi} \\ R_{1yi} & R_{2yi} & R_{3yi} & r_{pyi} \\ R_{1zi} & R_{2zi} & R_{3zi} & r_{pzi} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.28)$$

Kadangi norima apskaičiuoti žasto masės centro l_{c1} kinematikos parametrus judesio metu, žasto masės centro pozicijai laikui einant apskaičiuoti sudaroma atskira DH parametrų lentelė (2.3 lentelė), kur apibendrintoji koordinatė θ_4 lygi nuliui, o visą žasto ilgį l_1 keičia atstumas nuo peties sąnario iki žasto masės centro l_{c1} . Ketvirtoji 2.3 lentelės eilutė naudojama žasto masės centro c_1 , nutolusio nuo peties sąnario atstumu l_{c1} , kinematiniams parametrams apskaičiuoti.

2.3 lentelė. Denavito ir Hartenbergo parametrai žasto masės centrui c_1

Table 2.3. Denavit-Hartenberg parameters for humerus mass centre c_1

| i | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|-----|----------------|-----------|-----------|------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | θ_1 |
| 2 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_2 |
| 3 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_3 |
| 4 | 0 | 0 | $-l_{c1}$ | 0 |

2.4 lentelė. Denavito ir Hartenbergo parametrai dilbio masės centrui c_2

Table 2.4. Denavit-Hartenberg parameters for forearm mass centre c_2

| i | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|-----|----------------|-----------|-------|------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | θ_1 |
| 2 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_2 |
| 3 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_3 |
| 4 | 0 | 0 | l_1 | θ_4 |
| 5 | $-\pi/2$ | 0 | 0 | θ_5 |
| 6 | 0 | l_{c2} | 0 | 0 |

Dilbio masės centro c_2 kinematiniams parametrams apskaičiuoti judesio metu sudaroma atskira DH parametrų lentelė (2.4 lentelė), kur apibendrintoji koordinatė θ_6 yra lygi nuliui, o dilbio ilgis l_2 pakeistas atstumu nuo alkūnės sąnario iki dilbio masės centro l_{c2} . Naudojantis šeštąja 2.4 lentelės eilute apskaičiuojami dilbio masės centro c_2 , nutolusio nuo alkūnės sąnario atstumu l_{c2} , kinematiniai parametrai.

Rankos segmentų masių centrų padėčiai bei segmentų linijiniams ir kampiniams greičiams apskaičiuoti sudaromos Jakobio matricos žastui, dilbiui ir plaštakai – J_4 , J_6 ir J_8 atitinkamai (2.29, 2.30, 2.31). Jakobio matricos sudaromos naudojantis DH parametrų lentelėmis ir homogeninių transformacijos matricų išraiškomis (2.27).

$$J_4 = \begin{bmatrix} J_{v4} \\ J_{\varpi4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_2} & \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_3} & \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_4} \\ {}^0Z_1 & {}^0Z_2 & {}^0Z_3 & {}^0Z_4 \end{bmatrix}; \quad (2.29)$$

$$J_6 = \begin{bmatrix} J_{v6} \\ J_{\varpi6} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_2} & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_3} & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_4} & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_5} & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_6} \\ {}^0Z_1 & {}^0Z_2 & {}^0Z_3 & {}^0Z_4 & {}^0Z_5 & {}^0Z_6 \end{bmatrix}; \quad (2.30)$$

$$J_8 = \begin{bmatrix} J_{v8} \\ J_{\varpi8} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_2} & \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_3} & \dots & \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_7} & \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_8} \\ {}^0Z_1 & {}^0Z_2 & {}^0Z_3 & \dots & {}^0Z_7 & {}^0Z_8 \end{bmatrix}, \quad (2.31)$$

čia J_{vi} – bendrosios Jakobio matricos J_i dalis linijinių greičių vektoriams apskaičiuoti, J_{wi} – Jakobio matricos dalis kampinių greičių vektoriams apskaičiuoti; 0Z_i – atitinkamos sukimosi ašies padėtis globaliosios koordinačių sistemos (peties) atžvilgiu; r_{p4} , r_{p6} , r_{p8} – žasto, dilbio, plaštakos masių centrų padėties vektoriai globaliosios koordinačių sistemos (peties) atžvilgiu.

Pirmiausia sudaroma Jakobio matrica J_4 žasto masės centro linijinio greičio ir žasto kampinio greičio vektoriams apskaičiuoti pagal 2.1 lentelę ir homogeninės transformacijos išraišką (2.27). Žasto Jakobio matricos (2.29) nariai 0Z_i gautami iš išraiškų (2.32), o žasto pozicijos vektorius r_{p4} parenkamas iš išraiškos (2.28) nustačius, kad 4-oji apibendrintoji koordinatė lygi nuliui, o atstumas nuo peties sąnario iki žasto masės centro yra l_{c1} .

$${}^0_jT = \prod_{j=0}^j {}^j_{j+1}T. \quad (2.32)$$

Sudaryto kinematinio modelio (2.9 pav.) žasto masės centro Jakobio matricos išraiškayra pateikta išraiškoje (2.33), o linijiniai ir kampiniai greičiai laikui einant skaičiuojami pagal išraišką (2.34):

$$J_4 = \begin{bmatrix} J_{v4} \\ J_{w4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{c1} \sin\theta_1 \sin\theta_2 & -l_{c1} \cos\theta_1 \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ -l_{c1} \cos\theta_1 \sin\theta_2 & -l_{c1} \sin\theta_1 \cos\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & -l_{c1} \sin\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & \sin\theta_1 & \cos\theta_1 \sin\theta_2 & \cos\theta_1 \sin\theta_2 \\ 0 & -\cos\theta_1 & \sin\theta_1 \sin\theta_2 & \sin\theta_1 \sin\theta_2 \\ 1 & 0 & -\cos\theta_2 & -\cos\theta_2 \end{bmatrix}; \quad (2.33)$$

$$\dot{x}_4 = \begin{bmatrix} v_4 \\ w_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_p & 0 \\ 0 & E_R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{v4} \\ J_{w4} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ 0 \end{Bmatrix}. \quad (2.34)$$

Išraiškoje (2.34) E_p – Jakobio matricos linijinio greičio dedamąją J_{v4} keičiantis daugiklis, kuris priklauso nuo tuo, kokioje koordinačių sistemoje (pvz., polinėje, cilindrinėje) pateikiamas padėties vektorius (r_p). Disertacijoje nagrinėjamu atveju padėties vektorius išreiškiamas Dekarto koordinačių sistemoje, todėl daugiklis E_p – vienetinė matrica. E_R – Jakobio matricos rotacinės dedamosios J_{w4} daugiklis, kuris priklauso nuo pateiktų kampų (pvz., Oilerio).

Sudaroma Jakobio matrica J_6 , skirta dilbio masės centro linijinio greičio ir dilbio kampinio greičio vektoriams apskaičiuoti pagal 3-iąją DH parametrų lentelę ir homogeninės transformacijos išraišką (2.27). Dilbio Jakobio matricos išraiškos (2.30) nariai 0Z_i gaunami iš išraiškų (2.32), o dilbio masės centro padėties vektorius r_{p6} apskaičiuojamas naudojantis išraiška (2.28) ir nustačius, kad 6-oji apibendrintoji koordinatė lygi nuliui, o atstumas nuo alkūnės sąnario iki dilbio masės centro yra l_{c2} .

$$J_6 = \begin{bmatrix} J_{v6} \\ J_{w6} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{6ij} \end{bmatrix}_{6 \times 6}; \quad (2.35)$$

$$\dot{x}_6 = \begin{bmatrix} v_6 \\ w_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_p & 0 \\ 0 & E_R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{v6} \\ J_{w6} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \\ \dot{\theta}_5 \\ 0 \end{Bmatrix}. \quad (2.36)$$

Dilbio masės centro Jakobio matricos išraiška sudarytam kinematiniam modeliui (2.9 pav.) pateikta išraiškoje (2.35), o linijiniai ir kampiniai greičiai laikui einant skaičiuojami pagal išraišką (2.36).

Paskutinė Jakobio matrica J_8 skirta plaštakos masės centro linijinio greičio ir plaštakos kampinio greičio vektoriams apskaičiuoti pagal DH parametrų 2.2

lentelę ir homogeninės transformacijos išraišką (2.27). Jakobio matricos plaštakai išraiškos (2.31) nariai 0Z_i gaunami iš išraiškų (2.32), o plaštakos masės centro padėties vektorius r_{p8} parenkamas iš išraiškos (2.28) ir nustačius, kad 8-oji apibendrintoji koordinatė lygi nuliui, o atstumas nuo riešo sąnario iki plaštakos masės centro yra l_{c3} .

$$J_8 = \begin{bmatrix} J_{v8} \\ J_{w8} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{8ij} \end{bmatrix}_{8 \times 8}. \quad (2.37)$$

Sukurto kinematinio modelio (2.9 pav.) plaštakos masės centro Jakobio matrica pateikta (2.37), o linijiniai ir kampiniai greičiai laikui einant skaičiuojami pagal išraišką (2.38).

$$\dot{x}_8 = \begin{bmatrix} v_8 \\ w_8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_p & 0 \\ 0 & E_R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{v8} \\ J_{w8} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \\ \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_6 \\ \dot{\theta}_7 \\ 0 \end{Bmatrix}. \quad (2.38)$$

Plaštakos masės centro kinematinų parametrų vertės (pagal 2.38) priklauso nuo septynių apibendrintųjų koordinačių, individualių kiekvieno asmens žasto, dilbio, plaštakos ilgių ir atstumų tarp proksimalinio segmento galo ir jo masės centro.

Kinematinio modelio įvestimi yra apibendrintosios koordinatės θ_i , kurios pavaizduotos lokaliajoje koordinačių sistemoje (2.9 pav.). Pritaikant naujai sukurta sistemą įrankiams, skirtiems viršutinės galūnės segmentų kinematikos parametrų apskaičiuoti, verta panagrinėti skirtingų žmogaus judesių matavimo sistemų teikiamas išvestis, kurias reikia pritaikyti sukurtam kinematiniam modeliui.

Vienas iš būdų nustatyti viršutinės galūnės judesių kinematinis parametras – pamatuoti kampinius poslinkius lokaliuosiose koordinačių sistemose. Tokiu atveju tai yra apibendrintosios koordinatės, kurios gali būti įrašytos į sukurta kinematinį modelį. Todėl apskaičiuoti masių centrų kinematinis parametrus kitos koordinačių sistemos atžvilgiu yra paprasta.

Antrasis atvejis – sistema gali pamatuoti viršutinės galūnės kinematinis parametrus, tačiau kiekvieno segmento padėtis yra išreikšta globaliojoje koordinačių sistemoje. Šiuo atveju galima panaudoti nesudėtingą matricų keitimą iš globaliosios į lokaliąją koordinačių sistemą (2.39).

$${}^0_j R = \prod_{j=0}^j {}^j_{j+1} R; \quad {}^{j-1}_j R = {}^0_{j-1} R^{-1} \cdot {}^0_j R, \quad (2.39)$$

čia ${}^{j-1}_j R$ – rotacijos matrica, leidžianti apskaičiuoti kampus lokaliajoje koordinatinių sistemoje naudojant matricas, gautas globaliojoje koordinatinių sistemoje ${}^0_j R$.

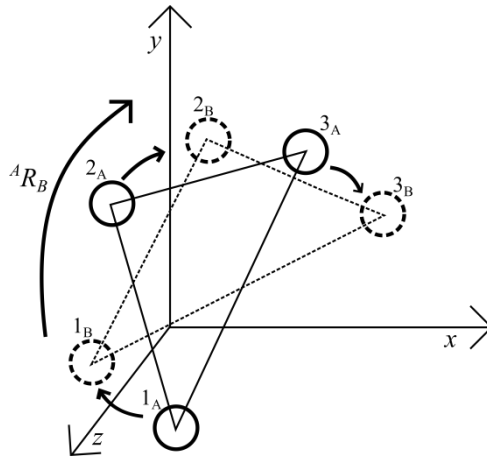
Jei viršutinės galūnės kinematinų parametrų matavimo įrankis yra optinė kamerų sistema ir joje nėra įdiegtos paprogramės, kuri keičia koordinatas erdvėje į kampinius poslinkius lokaliuosiose ar globaliosiose koordinatinių sistemose automatiškai, šis atvejis yra sudėtingesnis. Todėl sukurtam kinematiniam modeliui reikalingas priedas, kuris gali koordinatas erdvėje perskaičiuoti į kampinius poslinkius lokaliuosiose koordinatinių sistemose.

Nusakyti kietojo kūno padėtį erdvėje reikia mažiausiai trijų taškų koordinatinių. Todėl tiriant judesius kamerų sistema, ant kiekvieno segmento reikia pritvirtinti po tris žymeklius ir, naudojantis sukurtu algoritmu, apskaičiuoti segmento padėtį erdvėje globaliojoje koordinatinių sistemoje.

Atitinkami kietojo kūno (žastas, dilbis arba plaštaka) taškai yra vienodos spalvos, o R – posūkis (2.4 pav.). Optimalūs izometrinės transformacijos posūkio kampai iš išraiškos (2.40) apskaičiuojami naudojant rotacijos matricą R :

$$B = R \cdot A, \quad (2.40)$$

čia A – pradinės taškų koordinatės, B – taškų koordinatės atlikus posūkį.



2.10 pav. Kietąjį kūną aprašančių trijų taškų posūkio transformacija iš padėties A į B
Fig. 2.10. Rotation transformation of the three points of rigid body from position A to B

Posūkio kampas transformacijos metu apskaičiuojamas dviem etapais:

1. Apskaičiuojami padėčių A ir B geometriniai centrai (centroidai).
2. Abiejų padėčių taškai nukeliami į koordinačių pradžios centrą ir apskaičiuojamas posūkio kampas.

Geometriniai centrai nustatomi skaičiuojant N taškų P koordinačių vidurkius (2.41):

$$P = \begin{cases} x \\ y \\ z \end{cases}, \quad \text{centroidas}_A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_A^i, \quad \text{centroidas}_B = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_B^i, \quad (2.41)$$

čia P_A ir P_B – taškų koordinatės padėtyse A ir B .

Posūkiams apskaičiuoti, literatūroje siūlomi keli būdai, iš kurių paprasčiausias yra singuliarios vertės skaidymas (*Singular Value Decomposition* – SVD). SVD funkcija integruota programiniuose paketuose MATLAB, OCTAVE, LAPACK. SVD funkcija sudarytą kvadratinę matricą E išskaido į tris vienodų matmenų matricas (2.42). Skaidoma matrica E yra lygi gautųjų matricų, kurių viena yra transponuota, sandaugai (2.43).

$$[U, S, V] = \text{SVD}(E); \quad (2.42)$$

$$E = USV^T. \quad (2.43)$$

Posūkiui erdvėje apskaičiuoti centroidai nukeliami į koordinačių pradžios centrą, apskaičiuojama matrica H (2.44), atliekama jos dekompozicija (2.45) ir iš gautų matricų apskaičiuojama rotacijos matrica (2.46).

$$H = \sum_{i=1}^N \left(P_A^i - \text{centroidas}_A \right) \cdot \left(P_B^i - \text{centroidas}_B \right)^T; \quad (2.44)$$

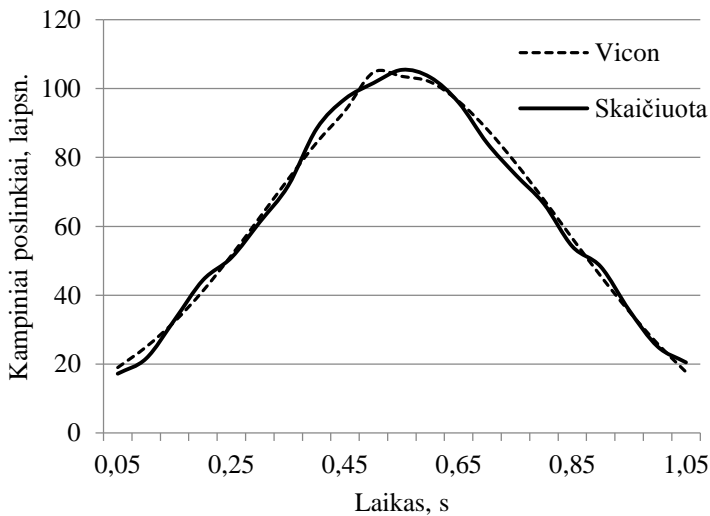
$$[U, S, V] = \text{SVD}(H); \quad (2.45)$$

$$R = VU^T. \quad (2.46)$$

Gautosios matricos H matmenys yra 3×3 , nes, dauginant dvi matricas, vienos jų matmenys yra 3×1 , o antrosios – 1×3 atitinkamai (2.44). Taip pat skaičiuojant matricą H svarbus eiliškumas. Pakeitus eiliškumą, posūkis apskaičiuojamas ne iš padėties A į padėtį B , o priešingai – iš B į A .

Rankos segmentų – žasto, dilbio ir plaštakos – kampiniams poslinkiams laikui einant gauti iš trijų taškų koordinačių algoritmas realizuotas programiniame pakete MATLAB panaudojus jame integruotą funkciją SVD. Kampiniai poslinkiai apskaičiuojami globaliojoje koordinačių sistemoje. Perskaičiuoti iš globaliosios į lokaliąją koordinačių sistemą naudojamos pateiktos išraiškos (2.39).

Sudaryto algoritmo tikslumas buvo patikrintas naudojantis judesių matavimo sistema „Vicon“. Matuojant judesius kamerų sistema „Vicon“ buvo išsaugoti ne tik kampiniai poslinkiai lokaliuosiose koordinatėse, bet ir segmentų žymeklių koordinatės x , y , z . Koordinatės buvo įkeltos į MATLAB’e sukurtą algoritmą. Gauti kampiniai poslinkiai yra lokaliuosiose koordinatėse (2.11 pav.). Palyginimui pateiktas grafinis tų pačių kampinių poslinkių lokaliuosiose koordinatėse vaizdas, gautas apdorojant duomenis „Vicon“ programiniame pakete „Vicon Nexus“ ir skaičiuojant sukurtu MATLAB algoritmu. Tikslumas (2.11 pav.) nustatytas naudojant vidutinę kvadratinę paklaidą – RMSE (angl. *Root Mean Square Error*), kurios apskaičiuota vertė yra $2,4^\circ$.



2.11 pav. Kampiniai poslinkiai, apskaičiuoti sukurtu algoritmu ir gauti VICON sistema; RMSE = $2,4^\circ$

Fig. 2.11. Angular displacement calculated with the created algorithm and loaded from VICON; RMSE= 2.4°

Kinematinė modelio dalis suteikė galimybę apskaičiuoti žasto, dilbio, plaštakos kampinius greičius ir linijinius greičius pasirinktame žasto, dilbio, plaštakos taškuose, kurie naudojami viršutinės galūnės dinamikai aprašyti.

Viršutinės galūnės dinamikos parametrams apskaičiuoti naudojama Lagranžo lygtis (2.47):

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathbf{L}}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial \mathbf{L}}{\partial \theta} = \boldsymbol{\tau}, \quad (2.47)$$

čia Lagranžianas L yra kinetinės K ir potencinės U energijų skirtumas:

$L = K - U$, q – apibendrintoji koordinatė, o τ – sukimo momentas.

Lygties (2.47) dešinėje lygybės pusėje norimas gauti sukimo momentas τ yra peties, alkūnės, riešo sąnariuose apie kiekvieną ašį lokaliajoje koordinačių sistemoje. Lagranžo lygties bendroji išraiška (2.47) gali būti perrašyta į kitokią formą (2.48), kad būtų atskirta inercijos jėgų dedamoji ir gravitacijos jėgų vektoriai:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial K}{\partial \theta} + \frac{\partial U}{\partial \theta} = \tau. \quad (2.48)$$

Gravitacijos jėgų vektorių pažymėjus $G(\theta) = \frac{\partial U}{\partial \theta}$, Lagranžo lygtis (2.48) užrašoma (2.49):

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial K}{\partial \theta} + G(\theta) = \tau. \quad (2.49)$$

Lygtis (2.49) pertvarkoma išreiškus kinetinę energiją K kvadratine forma (2.50):

$$K = \frac{1}{2} \dot{\theta}^T M(\theta) \dot{\theta}. \quad (2.50)$$

Tada atskiri lygties (2.49) kairės lygybės pusės dėmenys įgyja išraiškas (2.51) ir (2.52), kurios pavaizduotos lygtyje (2.53):

$$\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} = \frac{\partial}{\partial \dot{\theta}} \left[\dot{\theta}^T M(\theta) \dot{\theta} \right] = M(\theta) \dot{\theta}; \quad \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} \right) = \frac{d}{dt} M(\theta) \dot{\theta} = M(\theta) \ddot{\theta} + \dot{M}(\theta) \dot{\theta}; \quad (2.51)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial K}{\partial \theta} = M(\theta) \ddot{\theta} + \dot{M}(\theta) \dot{\theta} - \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \theta^T \frac{\partial M(\theta)}{\partial \theta_1} \theta \\ \dots \\ \theta^T \frac{\partial M(\theta)}{\partial \theta_8} \theta \end{bmatrix} = M(\theta) \ddot{\theta} + V(\theta, \dot{\theta}); \quad (2.52)$$

$$\tau = M(\theta) \ddot{\theta} + V(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta), \quad (2.53)$$

čia M – masių matrica, V – išcentrinė ir Koriolio jėgos, G – gravitacijos jėgos dedamoji.

Nagrinėjame rankos modelyje masių matrica $\mathbf{M}(\theta)$ apskaičiuojama kinetinės energijos kvadratinę išraišką (2.50) prilyginus kūno slenkamojo ir sukamojo judesių kinetinių energijų sumai (2.54):

$$\frac{1}{2} \dot{\theta}^T \mathbf{M}(\theta) \dot{\theta} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \left(v_{c_i}^T m_i v_{c_i} + w_{c_i}^T \mathbf{I}_{c_i} w_{c_i} \right), \quad (2.54)$$

čia v_{c_i} ir w_{c_i} – linijinis ir kampinis greičiai, m_i ir \mathbf{I}_{c_i} – kūno masė ir inercijos momentas atitinkamai

Iš lygties (2.54) masių matricai $\mathbf{M}(\theta)$ išreikšti panaudotos kinematinių parametrų priklausomybės, kurios parodo, kad linijinis ir kampinis greičiai yra Jakobio matricų \mathbf{J}_{v_i} ir \mathbf{J}_{w_i} bei apibendrintųjų greičių \dot{q} sandauga (2.55):

$$v_{c_i} = \mathbf{J}_{v_i} \dot{\theta}_i; \quad w_{c_i} = \mathbf{J}_{w_i} \dot{\theta}_i. \quad (2.55)$$

I lygtį (2.54) įstačius išraiškas (2.55), masių matrica $\mathbf{M}(\theta)$ išreiškiama (2.56) pavidalu:

$$\mathbf{M}(\theta) = \sum_{i=1}^n \left(m_i \mathbf{J}_{v_i}^T \mathbf{J}_{v_i} + \mathbf{J}_{w_i}^T \mathbf{I}_{c_i} \mathbf{J}_{w_i} \right). \quad (2.56)$$

Masių matrica $7 + 1$ laisvės laipsnių rankos modeliui užrašoma simetrine matrica:

$$\mathbf{M}(\theta) = [m_{ij}]. \quad (2.57)$$

Lagranžo lygties išraiškos (2.53) išcentrinių ir Koriolio jėgų dedamoji $\mathbf{V}(\theta, \dot{\theta})$, išreikšta formule (2.52), gali būti performuluota naudojantis gautąja masių matrica $\mathbf{M}(\theta)$, t. y. jos komponentais (2.58):

$$\mathbf{V}(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} 2b_{112} & 2b_{113} & \dots & 2b_{178} \\ 2b_{212} & 2b_{213} & \dots & 2b_{278} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 2b_{812} & 2b_{813} & \dots & 2b_{878} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \\ \dots \\ \dot{\theta}_7 \dot{\theta}_8 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_{111} & b_{122} & \dots & b_{188} \\ b_{211} & b_{222} & \dots & b_{288} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ b_{811} & b_{822} & \dots & b_{888} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 \\ \dot{\theta}_2^2 \\ \dots \\ \dot{\theta}_8^2 \end{bmatrix} = \mathbf{B}(q) \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta} \dot{\theta} \\ \dot{\theta} \dot{\theta} \end{bmatrix} + \mathbf{C}(\theta) \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}^2 \\ \dot{\theta}^2 \end{bmatrix}, \quad (2.58)$$

čia b_{ijk} – Kristofelio simboliai (2.59):

$$b_{ijk} = \frac{1}{2} (m_{ijk} + m_{ikj} - m_{jki}). \quad (2.59)$$

Kristofelio simboliai (2.59) sudaryti iš masių matricos $\mathbf{M}(\theta)$ komponentų dalinių išvestinių m_{ijk} , kurie dėl aiškumo gali būti išreikšti tokiu pavidalu (2.60):

$$m_{ijk} = \frac{\partial m_{ij}}{\partial \theta_k}; \quad m_{ikj} = \frac{\partial m_{ik}}{\partial \theta_j}; \quad m_{jki} = \frac{\partial m_{jk}}{\partial \theta_i}. \quad (2.60)$$

Sukimo momentų rankos sąnariuose vektoriams $\tau(\theta)$ apskaičiuoti liko neišreikšta gravitacijos jėgų dedamoji $G(\theta)$. Gravitacijos jėgų vektorius gali būti apibūdintas kaip kiekvieno kūno (žastas, dilbis, plaštaka) transponuotos linijinių greičių Jakobio matricos J_{v_i} ir gravitacijos jėgos $F_i = m_i g$ sandauga (2.61):

$$G(\theta) = - \begin{bmatrix} J_{v_1}^T & J_{v_2}^T & \dots & J_{v_8}^T \end{bmatrix}_{8 \times 1} \begin{bmatrix} m_1 g \\ m_2 g \\ \dots \\ m_8 g \end{bmatrix}. \quad (2.61)$$

Pateiktos lygties (2.53) išraiškos (2.61, 2.58, 2.56) išsamiai aprašo viršutinės galūnės dinamiką ir leidžia apskaičiuoti raumenų grupių sukeliamus sukimo momentus $\tau(\theta)$ pagal suformuluotą atvirkštinės dinamikos lygtį (2.62):

$$\tau = M(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta)\dot{\theta}\dot{\theta} + C(\theta)\dot{\theta}^2 + G(\theta). \quad (2.62)$$

Skačiuojant masių matricą $M(q)$ pagal 2.56, inercijos tenzorius I_{ci} apskaičiuojamas atskirai (2.63):

$$I_{c_i} = \begin{bmatrix} I_{xx} & -I_{xy} & -I_{xz} \\ -I_{xy} & I_{yy} & -I_{yz} \\ -I_{xz} & -I_{yz} & I_{zz} \end{bmatrix}, \quad (2.63)$$

čia inercijos tenzoriaus I_{ci} (2.63) komponentai išreiškiami koordinatėmis x, y, z ir tankiu ρ (2.64):

$$\begin{aligned} I_{xx} &= \iiint (y^2 + z^2) \rho dx dy dz & I_{xy} &= \iiint (xy) \rho dx dy dz \\ I_{yy} &= \iiint (x^2 + z^2) \rho dx dy dz, & I_{xz} &= \iiint (xz) \rho dx dy dz. \\ I_{zz} &= \iiint (x^2 + y^2) \rho dx dy dz & I_{yz} &= \iiint (yz) \rho dx dy dz \end{aligned} \quad (2.64)$$

Pagal (2.63) ir (2.64) formules gautasis inercijos tenzorius I_{ci} yra apie ašis, kurios kerta masės centrą, tačiau kuriant žmogaus VG modelį to nepakanka, nes žasto, dilbio ir plaštakos sukimosi ašys yra sąnariuose, t. y. jų proksimaliniuose galuose, o kuriant šį modelį sukimo momentas skaičiuojamas peties sąnario atžvilgiu. Pilnutiniam inercijos tenzoriui skaičiuoti panaudota lygiagrečiųjų ašių (Šteinerio) teorema (2.65):

$$I_{A_i} = I_{c_i} + [m_i p_{ci}^T p_{ci} I_3 - p_{ci} p_{ci}^T], \quad (2.65)$$

čia I_{A_i} – inercijos tenzorius, skaičiuojamas segmento proksimalinio taško atžvilgiu, m_i – segmento masė, p_{ci} – atstumo tarp atskaitos sistemos A ir masės centro c_i vektorius, I_3 – trečiosios eilės vienetinė matrica.

Atstumo tarp atskaitos taško A ir segmento masės centro vektorius \mathbf{p}_{ci} užrašomas vektoriumi stulpeliu (2.66):

$$\mathbf{p}_{ci} = \begin{bmatrix} p_{cix} \\ p_{ciy} \\ p_{ciz} \end{bmatrix}. \quad (2.66)$$

Bendra inercijos tenzoriaus išraiška (2.67) gaunama taikant (2.63) ir (2.66) formules ir atlikus veiksmus bendroje inercijos tenzoriaus išraiškoje (2.65):

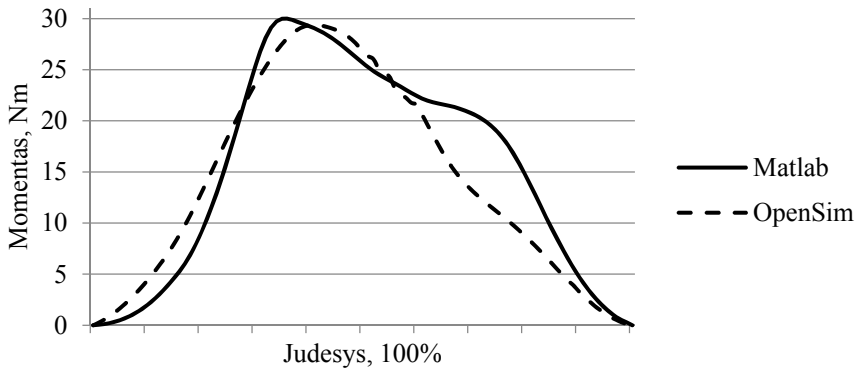
$$\mathbf{I}_{A_i} = \mathbf{I}_{ci} + m_i \begin{bmatrix} 2p_{cix}^2 + p_{ciy}^2 + p_{ciz}^2 & p_{cix}p_{ciy} & p_{cix}p_{ciz} \\ p_{cix}p_{ciy} & p_{cix}^2 + 2p_{ciy}^2 + p_{ciz}^2 & p_{ciy}p_{ciz} \\ p_{cix}p_{ciz} & p_{ciy}p_{ciz} & p_{cix}^2 + p_{ciy}^2 + 2p_{ciz}^2 \end{bmatrix}. \quad (2.67)$$

Inercijos tenzoriaus \mathbf{I}_{A_i} dalis \mathbf{I}_{ci} yra individuali kiekvienam žmogui, nes kiekvieno asmens rankos segmentų matmenys x , y ir z teigiamomis ir neigiamomis kryptimis nuo masės centro yra skirtingi. Todėl ši dalis apskaičiuota remiantis antropometriniais duomenimis ir priklauso tik nuo žmogaus rankos segmento ilgio z kryptimi ir storio x ir y kryptimis. Galima teigti, kad inercijos tenzorius \mathbf{I}_{ci} realybėje turi vertes ne tik įstrižainėje, bet ir visose 3×3 tenzoriaus pozicijose, nes segmentų masės centras visada yra arčiau proksimalinio galo, o segmento geometrinė forma nėra simetrinė.

Antroji inercijos tenzoriaus \mathbf{I}_{A_i} dalis (be \mathbf{I}_{ci}) priklauso nuo atitinkamo segmento padėties peties sąnario atžvilgiu judesio metu ir žmogaus rankos segmento masės m_i . Aprašomos inercijos tenzoriaus \mathbf{I}_{A_i} dalies visi nariai turi vertes, nes šiuo atveju inercijos momentas skaičiuojamas taško, kuris nesutampa su masės centru, atžvilgiu. Kuriant žmogaus kūno modelius daroma prielaida, kad žmogaus rankos segmentai yra simetriškos geometrinės formos, todėl tenzoriaus \mathbf{I}_{ci} vertės sudaro tik inercijos momentai apie ašis x , y ir z bei išdėstomi įstrižainėje, o kitos vertės yra lygios nuliui (2.68):

$$\mathbf{I}_{ci} = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix}. \quad (2.68)$$

Skaičiuojant inercijos tenzorių \mathbf{I}_{ci} imamas vidutinis žmogaus kūno tankis – 1010 kg/m^3 . Toks tankio pasirinkimas taip pat gali būti laikomas modelio supaprastinimu, nes žmogaus rankos segmentai mechaniniu požiūriu yra kompozitai, kuriuos sudaro minkštieji audiniai (tankis $900\text{--}1060 \text{ kg/m}^3$) ir kaulai, kurių tankis antkaulyje ir aktytojoje dalyje skiriasi ($1500\text{--}1900 \text{ kg/m}^3$).



2.12 pav. Sukimo momentas, apskaičiuotas MATLAB sudarytu 7 + 1 laisvės laipsnių dinaminio modeliu ir dviejų laisvės laipsnių modeliu programa „Opensim“ žmogaus alkūnės fleksijos metu; RMSE=2,6 Nm

Fig. 2.12. Torque, calculated by author in MATLAB created dynamic 7 + 1 degrees of freedom model and with two degrees of freedom model of „Opensim“ at elbow flexion; RMSE=2.6 Nm

Pristatyti modeliai tikrinami lyginant sukimo momentų rezultatus, kurie apskaičiuoti disertacijos autoriaus sukurtu MATLAB VG modeliu ir „Opensim“ (Simm *et al.* 2010) VG modeliu, panaudojus to paties judesio eksperimentinius duomenis. Sukurto ir esamo modelio rezultatai palyginti skaičiuojant vidutinę kvadratinę paklaidą (RMSE), kurios vertė – 2,6 Nm (2.12 pav.).

2.3. Antrojo skyriaus išvados

1. Sukurtas naujas VG judesių matavimo metodas, pritaikytas labai sutrikusią rankos funkciją turintiems insultą patyrusiems žmonėms tirti. VG kinematikos parametrai trijų testų metu gali būti matuojami tiek kamerų sistema, tiek inerciniais jutikliais, kai insultą patyręs žmogus sėdi neįgaliojo vežimėlyje arba ant kėdės.
2. Eksperimento metu išmatuoti kinematiniai parametrai, gauti Volfo motorinių funkcinių testų (WMFT) metu panaudoti sukurtoose modeliuose rengiant disertaciją. Naudojantis modeliais apskaičiuoti darbas ir galia peties, alkūnės ir riešo sąnariuose judesio metu. Sukimo momento priklausomybės nuo kampinio poslinkio sutapo su kito mokslininko tyrimuose gautomis charakteristikomis (Bober *et al.* 2002), todėl tariama,

kad modelius galima taikyti insultą patyrusių žmonių VG sąnarių darbui ir galiai apskaičiuoti.

3. Sukurtų modelių kinematikos dalis patikrinta optine judesių matavimo sistema „Optitrack“. Palygintos tiesiogiai išmatuotos ir apskaičiuotos to paties posūkio kampinių poslinkių vertės. Matuojant kampinį poslinkį iki 90° , paklaida buvo intervale nuo 0,1 iki 1,0 laipsnio.
4. Universalus 7 + 1 laisvės laipsnių VG modelio dinamikos dalis patikrinta naudojant „OpenSim“ programos VG modelį (Delp *et al.* 2007). Apskaičiavus to paties judesio sukimo momentą alkūnės sąnaryje programiniu paketu „Opensim“ ir sukurtu MATLAB modeliais, gauta vidutinės kvadratinės paklaidos (RMSE) vertė yra 2,6 Nm.
5. Sukurti trijų ir penkių laisvės laipsnių modeliai skirti insultą patyrusiems žmonėms tirti, kai apribojami sagitalinėje arba frontalinėje plokštumose atliekami viršutinės galūnės judesiai. 7 + 1 laisvės laipsnių judesiai vertinami visomis galimomis kryptimis peties, alkūnės ir riešo sąnariuose. Sudaryti universalūs modeliai naudojami žasto, dilbio, plaštakos linijiniams greičiams skaičiuoti pasirinkto VG taško atžvilgiu, taip pat peties, alkūnės, riešo sąnariuose atliktam darbui ir galiai judesių metu; kinematiniai modelių įvesties parametrai gali būti pamatuoti tiek optinėmis matavimo sistemomis, tiek inerciniais jutikliais lokaliajoje arba globalioje koordinatinių sistemose.
6. Sukurta algoritmo dalis, kuria apskaičiuojama VG segmento padėtis erdvėje, naudojantis trimis pasyviais žymekliais. Tai praplečia optinių kamerų sistemų, kuriose nėra integruoto VG modelio, taikymo galimybes, nes jas galima naudoti insultą patyrusių žmonių VG judesiams tirti. Algoritmo tikrinimas atliktas pasyvaus žymeklio koordinatės, gautos „Vicon“ sistema, apdorojus su „Vicon Nexus“ programine įranga ir sukurtu algoritmu. Apskaičiuota vidutinės kvadratinės paklaidos (RMSE) vertė – 2,4 laipsnio.

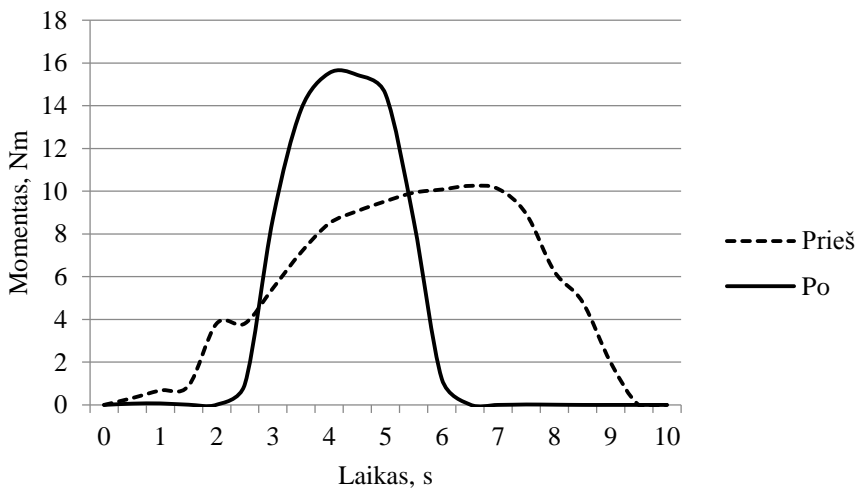
Insultą patyrusių žmonių viršutinės galūnės judesių vertinimo rezultatai

Insultą patyrusių žmonių judesių kiekybiniai parametrai apskaičiuoti disertacijos autoriaus sukurtais VG modeliais. Volfo motorinių funkcinių testų duomenys apdoroti 2D 3LL modeliu. Tai labiausiai iš visų trijų modelių supaprastintas VG modelis. Jis buvo skirtas pirminei hipotezei patikrinti – ar atliktas darbas ir galia judesio metu gali būti kiekybiniais parametrais tiriant insultą patyrusių žmonių VG judesių kokybę? Hipotezė buvo patvirtinta, nes sutrikusių VG judesių atkūrimą parodė galios ir darbo padidėjimas lyginant darbą ir galią prieš ir po reabilitacijos tų pačių judesių metu. Šie rezultatai buvo publikuoti tarptautinėje konferencijoje Krokuvoje (Linkel *et al.* 2015). Penkių laisvės laipsnių modelių apdoroti sveikųjų tiriamųjų kinematiniai parametrai ir gauti sveikiesiems tiriamiesiems būdingi kampiniai poslinkiai, sukimo momentų priklausomybės nuo kampinio poslinkio, darbas, galia. Trečiasis modelis apima septynis laisvės laipsnius pagrindiniuose rankos sąnariuose: peties, alkūnės ir riešo. Išspręsdus VG modelio kinematikos uždavinį DH metodu, apskaičiuoti VG segmentų masių centrų kampiniai ir linijiniai greičiai peties sąnario atžvilgiu. Sudarytos Jakobio matricos, panaudotos VG modelio dinamikos uždaviniui spręsti Lagranžo metodu. Apskaičiuoti insultą patyrusių žmonių judesių darbo bei galios santykiai prieš ir po reabilitacijos.

Skyriaus tematika paskelbti šie straipsniai: Linkel *et al.* (2015), Daunoravičienė *et al.* (2017a).

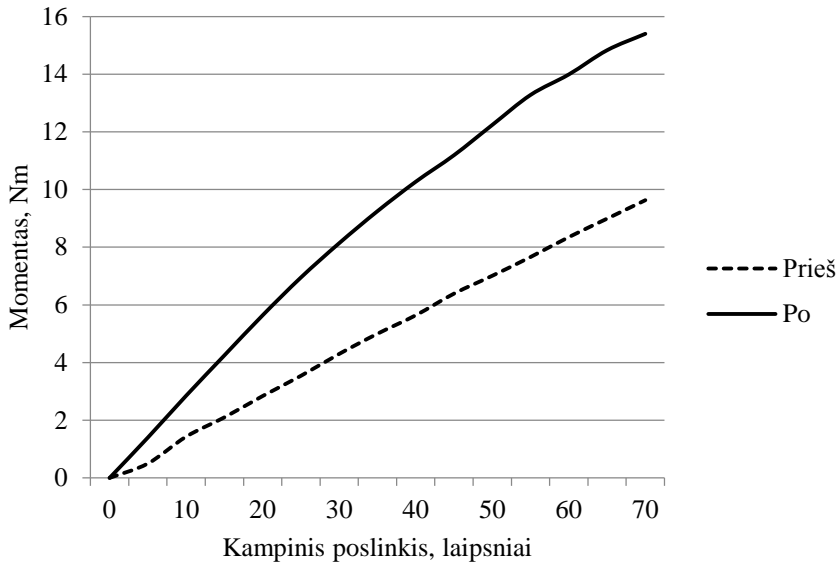
3.1. Insultą patyrusio žmogaus judesio kokybės vertinimas darbu ir galia

Trys insultą patyrę žmonės atliko VG judesius pagal Volfo motorinių funkcinių testų metodiką prieš ir po reabilitacijos. Naudojant inercinius jutiklius, VG judesių kampiniai greičiai pamatuoti pagal tris dimensijas. Kampiniams poslinkiams apskaičiuoti kampiniai greičiai buvo vieną kartą integruoti. Kampiniams pagreičiams apskaičiuoti kampiniai greičiai buvo vieną kartą diferencijuoti. Kampiniai greičiai, kampiniai poslinkiai ir kampiniai pagreičiai, viršutinės galūnės inercinės savybės, antropometriniai insultą patyrusio žmogaus parametrai buvo panaudoti MATLAB programinėje įrangoje sukurtame dvimačiame dinaminiam VG modelyje, skirtame peties, alkūnės, riešo sąnariuose kylantiems sukimo momentams apskaičiuoti (3.1 ir 3.2 pav.).



3.1 pav. Alkūnės sąnario sukimo momento kitimas laikui einant prieš ir po reabilitacijos
Fig. 3.1. Torque in time domain before and after the rehabilitation at elbow joint

Žinant, kad biomechaninio judesio metu atliktas darbas yra kampinio poslinkio ir sukimo momento sandauga, tai plotas po kreive (3.2 pav.) nusako atliktą darbą judesio metu. Todėl atliktas darbas buvo apskaičiuotas sukimo momentą integruojant kampinio poslinkio rėžiuose (3.2 pav.).



3.2 pav. Sukimo momento priklausomybė nuo kampo prieš ir po reabilitacijos

Fig. 3.2. Torque in an angular displacement domain before and after the rehabilitation

Kadangi žinomas judesio atlikimo laikas (3.1 pav.), galima apskaičiuoti ne tik atliktą darbą (3.1), bet ir galią, išvystytą judesio metu (3.2):

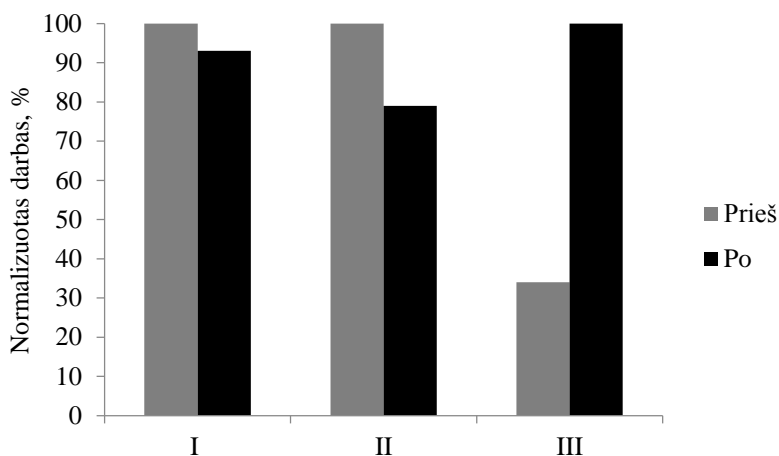
$$A = \int_{\theta_1}^{\theta_2} \tau(\theta) d\theta, \quad (3.1)$$

čia $\tau(\theta)$ – sukimo momento priklausomybė nuo kampo θ , A – atliktas darbas.

$$P = \frac{A}{t}, \quad (3.2)$$

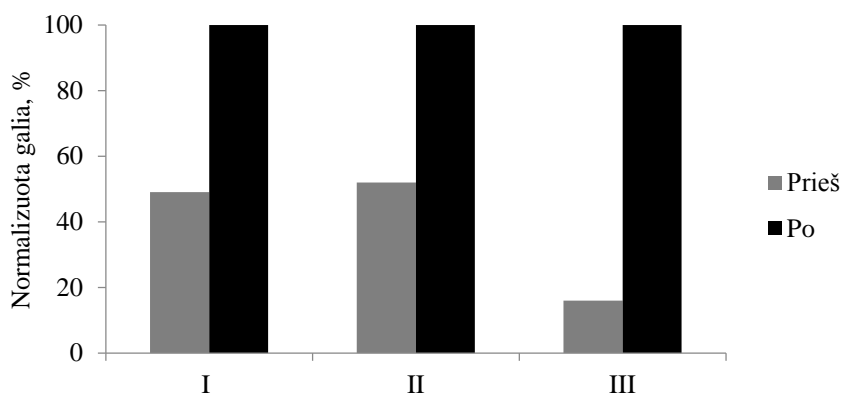
čia A – mechaninis darbas sąnaryje, J; t – judesio trukmė, s; P – galia, W.

Apskaičiuota, kad galia prieš ir po reabilitacijos skiriasi. Galia po reabilitacijos padidėjo dvigubai, o trečiuoju atveju – apie 5 kartus. Tai parodo, kad fizinis dydis – galia – judesio metu gali būti laikomas objektyviuoju judesio kokybės vertinimo parametru, o iš taikomosios pusės normalizuotoji galia (3.4 pav.) rodo, kad insultą patyrusio žmogaus judesio kokybė gerėja.



3.3 pav. Normalizuotas darbas: I, II, III – trys skirtingi insultą patyrę žmonės

Fig. 3.3. Normalized work: I, II, III – indicates three different stroke affected humans



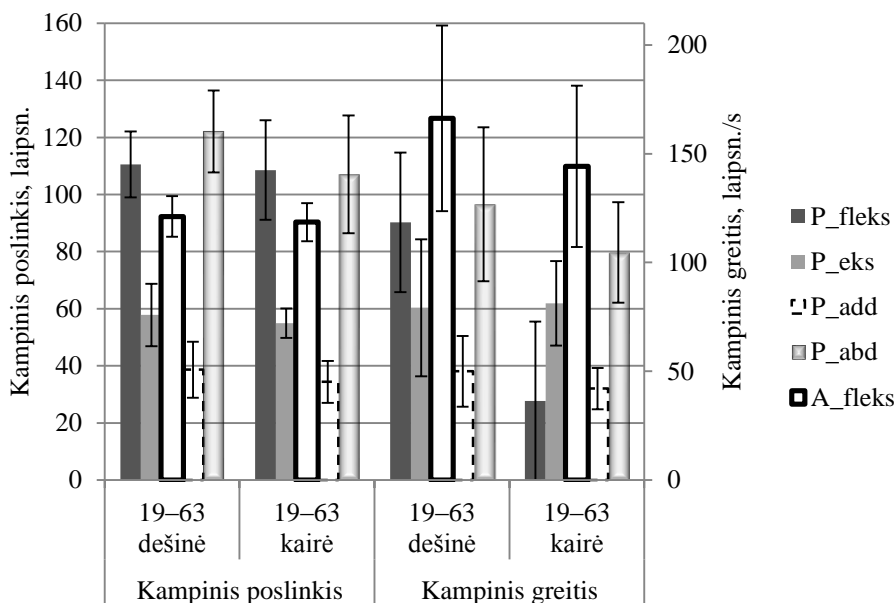
3.4 pav. Normalizuota galia: I, II, III – trys skirtingi insultą patyrę žmonės

Fig. 3.4. Normalized power: I, II, III – indicates three different stroke affected humans

Dviejų insultą patyrusių žmonių judesio kokybė po reabilitacijos pagerėjo apie 50 %, o trečiojo – 80 %. Trijų insultą patyrusių žmonių normalizuotojo darbo (3.3 pav.) ir normalizuotosios galios (3.4 pav.) rezultatai pavaizduoti todėl, kad reabilitacijos periodas yra ilgas (apie 2 mėnesius) ir tik trys insultą patyrę žmonės dalyvavo prieš ir po reabilitacijos. Normalizuotosios galios padidėjimas po reabilitacijos (3.4 pav.) parodo, kad yra galimybė kiekybiškai įvertinti žmogaus, patyrusio insultą VG judesio kokybę.

3.2. Sveikiesiems tiriamiesiems būdingi parametrai

Šio tyrimo tikslas – nustatyti kinematinčius ir dinامينčius parametrus, kurie būtų naudingi gydytojams vertinant insultą patyrusių žmonių, turinčių VG sutrikimų, judesių kokybę. Peties ir alkūnės judesių kokybei įvertinti buvo tiriamos kampinių poslinkių ir kampinių greičių vidurkių amplitudės (3.5 pav.), kurios apskaičiuotos iš visų tiriamųjų matavimo rezultatų. Pagal metodiką atliktų VG judesių kampinių poslinkių amplitudžių (3.5 pav.) standartinis nuokrypis (SD) skiriasi. Insultą patyrusių žmonių VG judesių kinematiniai ir dinaminiai parametrai palyginti su tais pačiais parametrais, būdingais sveikiesiems tiramiesiems atliekant tuos pačius judesius.

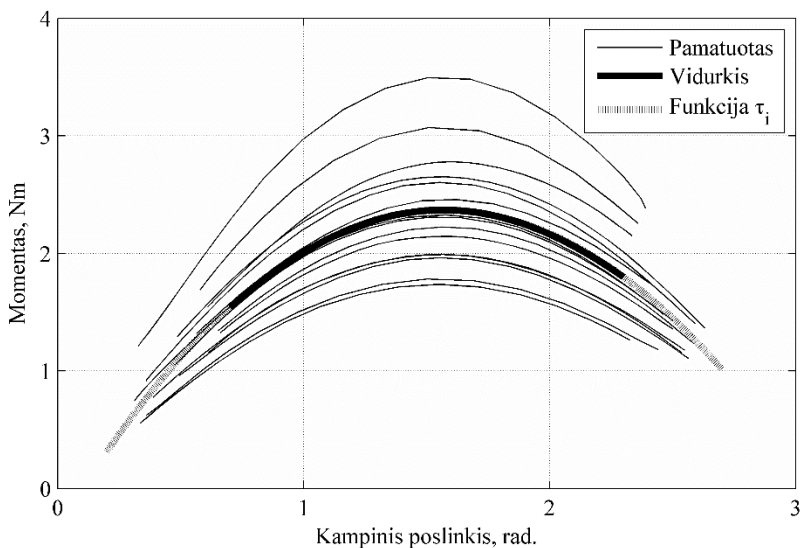


3.5 pav. Kampinis poslinkis ir kampinis greitis peties (P) ir alkūnės (A) fleksijos (fleks), ekstensijos (eks), addukcijos (add) ir abdukcijos (abd) metu bei jų SD; sveikųjų tiriamųjų amžius nuo 19 iki 63 metų

Fig. 3.5. Angular displacement and angular velocity at shoulder (P) and elbow (A) motions and its SD at flexion (flex), extension (ext), adduction (add), abduction (abd); range of healthy volunteers' age is from 19 to 63

Mažiausia SD vertė apskaičiuota kairiojo peties ekstensijos metu ($\pm 5,2$ laipsn.), o didžiausia – kairiojo peties abdukcijos metu ($\pm 20,6$ laipsn.). Kampinių greičių amplitudžių SD (3.5 pav.) vertės skiriasi ir mažiausia gauta yra peties sąnario addukcijos metu ($\pm 7,2$ laipsn./s), o didžiausia SD vertė yra apskaičiuota alkūnės fleksijos metu ($\pm 43,0$ laipsn./s). Visi tiriamieji buvo deši-

niarankiai, ir tai gali būti priežastis, kodėl dešinės pusės VG kampinių poslinkių amplitudės yra didesnės nuo 2 % iki 14 %, o kampinių greičių amplitudės didesnės nuo 3 % iki 51 %, palyginus su kairiosios pusės VG tais pačiais kinematiniais parametrais. Kampinis poslinkis, kampinis greitis ir kampinis pagreitis atitinkamo judesio metu panaudoti dinaminio modelio (2.2 pav.) matematinėje išraiškoje (2.38) viršutinės galūnės sąnarių sukimo momentams apskaičiuoti (3.6 pav.). Sukimo momentai τ_i išreikšti apibendrintąja koordinate θ_i . Taigi buvo apskaičiuotos 23 dalyvių sukimo momentų išraiškos $\tau_i(\theta)$, iš kurių išvestas vidurkis. Vidurkio kreivės buvo aproksimuotos trečiojo laipsnio polinomine funkcija (3.6 pav. ir 3.1 lentelė).



3.6 pav. Atskirų matavimų sukimo momentų pagal kampinį poslinkį θ vidurkiai, aproksimuoti trečiojo laipsnio daugianariu; peties sąnario abdukcija; dešinė pusė

Fig. 3.6. Torques in the angle domain θ during the separate measurements and its mean value approximated by 3rd degrees polynomial; shoulder joint abduction; right side

Judesių, kuriuos atliko sveikieji tiriamieji, metu apskaičiuoti darbas ir galia yra objektyvieji parametrai. Atliktas darbas apskaičiuotas iš charakteringosios lygties $\tau_i(\theta)$ posūkio režiuose delta θ , kur delta θ yra skirtumas tarp judesio pradinės padėties ir jo amplitudės. Galia sąnariuose apskaičiuota judesio metu atliktą darbą padalijus iš judesio trukmės t_i .

3.1 lentelė. Sukimo momentų τ_i priklausomybės nuo kampinio poslinkio θ

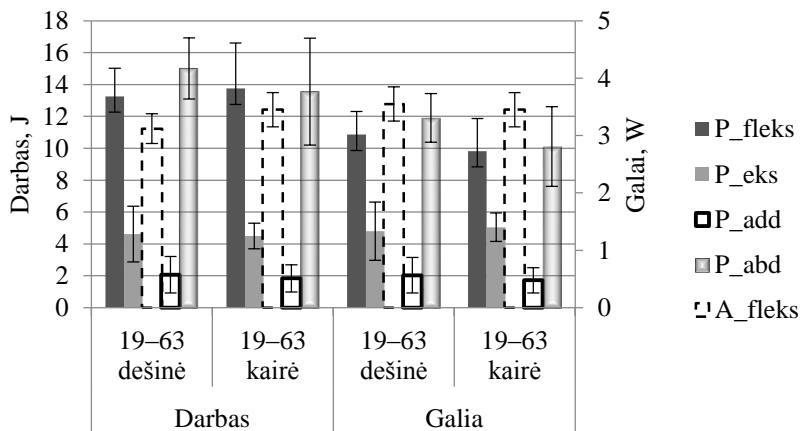
Table 3.1. Torque-angle relationships τ_i (θ)

| Pusė | Sąnarys | Judesys | Charakteringosios sukimo momento τ_i lygtys |
|--------|---------|------------|---|
| Kairė | Alkūnė | Fleksija | $\tau_i = 0,0133\theta_i^3 - 1,1363\theta_i^2 + 3,4706\theta_i - 0,3346$ |
| Dešinė | Alkūnė | Fleksija | $\tau_i = -0,1482\theta_i^3 - 0,3878\theta_i^2 + 2,3647\theta_i - 0,0951$ |
| Kairė | Petys | Fleksija | $\tau_i = -0,8239\theta^3 - 1,5690\theta^2 + 11,2158\theta - 0,0619$ |
| Dešinė | Petys | Fleksija | $\tau_i = -0,6999\theta^3 - 1,6624\theta^2 + 10,6350\theta - 0,0687$ |
| Kairė | Petys | Ekstensija | $\tau_i = -1,6099\theta^3 - 0,1033\theta^2 + 10,5630\theta - 0,0014$ |
| Dešinė | Petys | Ekstensija | $\tau_i = -1,6431\theta^3 - 0,0004\theta^2 + 9,8755\theta - 0,0001$ |
| Kairė | Petys | Addukcija | $\tau_i = -1,6088\theta^3 - 0,1051\theta^2 + 10,5639\theta - 0,0016$ |
| Dešinė | Petys | Addukcija | $\tau_i = -1,5598\theta^3 - 0,0539\theta^2 + 9,8885\theta - 0,0012$ |
| Kairė | Petys | Abdukcija | $\tau_i = -0,5644\theta^3 - 2,3262\theta^2 + 11,7557\theta - 0,1094$ |
| Dešinė | Petys | Abdukcija | $\tau_i = -0,3500\theta^3 - 2,8231\theta^2 + 11,6723\theta - 0,2682$ |

Apskaičiuotos koreliacijos koeficiento (r) vertės tarp posūkio kampo, kampinio greičio, atlikto darbo ir galios judesio metu. Patikimumo lygmuo $\alpha < 0,05$. Buvo remiamasi koreliacijos stiprumo skale, kur labai silpna koreliacija yra 0–0,2; silpnoji – 0,2–0,5; vidutinė – 0,5–0,7; stiprioji – 0,7–0,9; labai stipri – 0,9–1,0. Apskaičiuota labai stipri koreliacija tarp atlikto darbo ir galios; silpnoji koreliacija tarp darbo ir kampinio greičio; vidutinė koreliacija tarp atlikto darbo ir kampinio poslinkio amplitudės; vidutinė koreliacija tarp galios ir kampinio greičio; vidutinė koreliacija tarp galios ir kampinio poslinkio amplitudės; stiprioji koreliacija tarp kampinio greičio ir kampinio poslinkio amplitudės.

Dinaminiai (3.7 pav.) ir kinematiniai (3.5 pav.) parametrai turi dideles SD vertes. Todėl visada įmanomas atvejis, kai galima pamatuoti ir apskaičiuoti parametą, kuris skirsis nuo nustatytosios sveikųjų tiriamųjų charakteringosios parametro vertės. Tačiau insultą patyrusių žmonių su VG judesių funkcijos sutrikimais kinematinis VG judesių parametrus galima matuoti pagal siūlomą metodiką ir insultą patyrusių žmonių VG judesių kinematinis bei dinaminis parametrus palyginti su sveikųjų tiriamųjų atitinkamais parametrais (3.5 pav., 3.7 pav.) tų pačių judesių metu.

Stiprioji teigiamoji koreliacija tarp kampinio poslinkio ir kampinio greičio ($r = 0,49-0,82$) rodo, kad įvertinti kinematinio judesio kokybę pakanka vieno kinematinio parametro. Iš pastarųjų dviejų kinematinėjų parametrų geriau naudoti kampinio poslinkio amplitudes, nes jų žemesnis SD, todėl galima matuoti insultą patyrusio žmogaus VG judesių kampinio poslinkio amplitudę ir ją lyginti su sveikiesiems tiriamiesiems būdinga kampinio poslinkio amplitudė.



3.7 pav. Peties (P), alkūnės (A) judesių būdingos darbo ir galios vertės ir jų SD fleksijos (fleks), ekstensijos (eks), addukcijos (add) ir abdukcijos (abd) metu; sveikųjų tiriamųjų amžius nuo 19 iki 63 metų

Fig. 3.7. Shoulder (P) and elbow (A) motions' characteristic work and power values and its SD at flexion (fleks), extension (eks), adduction (add), abduction (abd); range of healthy volunteers' age is from 19 to 63

Stiprioji teigiamoji koreliacija tarp atlikto darbo ir galios ($r = 0,61-0,99$) judesio metu parodo, kad vienas iš šių dinaminių parametrų gali būti naudojamas VG judesio kokybei nustatyti. Pradiniai tyrimai (Linkel *et al.* 2015) rodo, kad galia gali būti objektyviuoju parametru, kuris geriau negu atliktas darbas apibūdina judesio kokybę dėl į skaičiavimus įtraukiamos judesio atlikimo trukmės. Nustatyta vidutinė teigiamoji koreliacija tarp kampinio poslinkio ir galios ($r = 0,28-0,68$) judesio metu parodo, kad tai du skirtingi parametrai, kurie vienas kitą papildo.

3.3. Insultą patyrusių žmonių judesių palyginimas prieš ir po reabilitacijos

Žmonių, patyrusių insultą, ir sveikųjų tiriamųjų VG judesių kampinio greičio ir kampinio poslinkio amplitudžių vidurkiai (M) bei standartinis nuokrypis (SD)

panaudoti apskaičiuoti tarpasmeninio ir to paties asmens kintamumo koeficientų vertėms ($KK = M/SD$) apdorojant 23-įjį sveikųjų tiriamųjų kinematinis judesių parametrus.

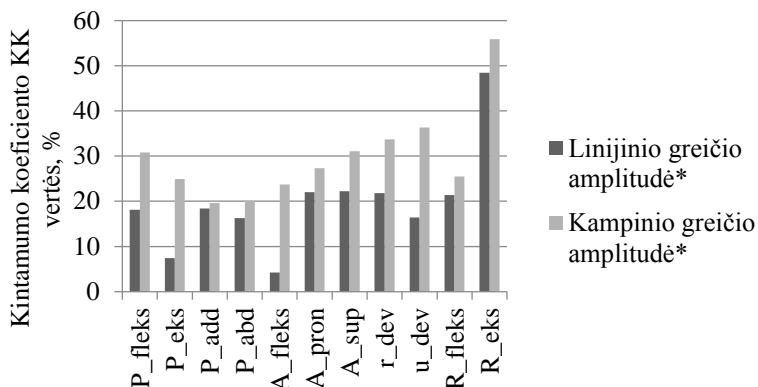
Septynių + 1 laisvės laipsnių kinematinis modelis (2.3 pav.) panaudotas linijiniams ir kampiniams plaštakos masės centro c_3 greičiams peties atžvilgiu apskaičiuoti, kai eksperimento metu buvo išmatuoti kampai lokaliajoje koordinatinių sistemoje. KK apskaičiuotas pagal kinematinis parametrus, kurie gauti VG sąnarių judesių metu: peties fleksija, ekstensija ir abdukcija, addukcija, alkūnės fleksija ekstensija ir pronacija, supinacija ir riešo fleksija, ekstensija ir ulnarinė, radialinė deviacijos.

Statistinė analizė atlikta siekiant nustatyti, kokie parametrai daro įtaką dideliems tarpasmeniniams KK. Pearsono koreliacijos koeficiento (r) vertės buvo apskaičiuotos tarp dalyvių amžiaus, kūno masės indekso (KMI), judesio amplitudės, judesio trukmės ir kampinio greičio eksperimentinių judesių metu. Atliekant šio tipo tyrimus (Froehle *et al.* 2017; Winby *et al.* 2013) tiriama, kad koreliacija daugiau nei 0,6 yra gana gera, koreliacija daugiau nei 0,4 – svarstyti; koreliacija tarp 0,2 ir 0,4 – silpna, o žemesnė nei 0,2 – labai silpna. Naudotas patikimumo lygmuo $\alpha < 0,05$.

Mažiausia linijinio greičio tarpasmeninio KK vertė, tiriant kairiosios rankos judesius, apskaičiuota alkūnės fleksijos metu (4,2 %), o didžiausia riešo ekstensijos metu (48,3 %). Mažiausia ir didžiausia tarpasmeninės kampinio greičio KK vertės yra 19,6 % ir 55,7 % peties addukcijos ir riešo ekstensijos metu atitinkamai (4.8 pav.).

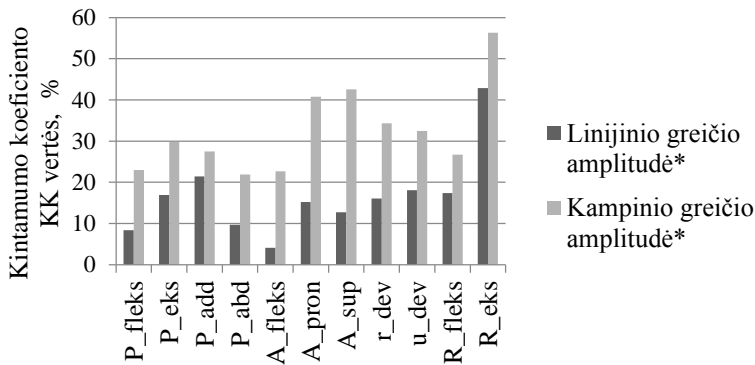
Dešinės pusės judesių tyrimas parodė, kad mažiausia tarpasmeninio linijinio greičio amplitudės KK vertė apskaičiuota alkūnės fleksijos metu (4,1 %), o didžiausia riešo abdukcijos metu (42,3 %). Mažiausia ir didžiausia tarpasmeninio kampinio greičio KK vertės yra 21,7 % ir 58,1 % peties abdukcijos ir riešo ekstensijos metu atitinkamai (3.9 pav.).

Skaiciuojant to paties asmens kairės pusės judesių linijinių greičių KK vertę nustatyta, kad mažiausia vertė yra alkūnės pronacijos metu (1,2 %), o didžiausia – riešo ekstensijos metu (6,1 %). Mažiausia ir didžiausia kampinio greičio amplitudės KK vertės yra 2,1 % ir 7,5 % alkūnės supinacijos ir riešo ekstensijos metu atitinkamai (3.10 pav.). Dešinės pusės judesių linijinių greičių mažiausia KK vertė apskaičiuota alkūnės pronacijos metu (2,3 %), o didžiausia – riešo ekstensijos metu (7,1 %). Mažiausia ir didžiausia kampinio greičio amplitudės KK vertės yra 2,6 % ir 7,1 % peties abdukcijos ir riešo ekstensijos metu atitinkamai (3.11 pav.).



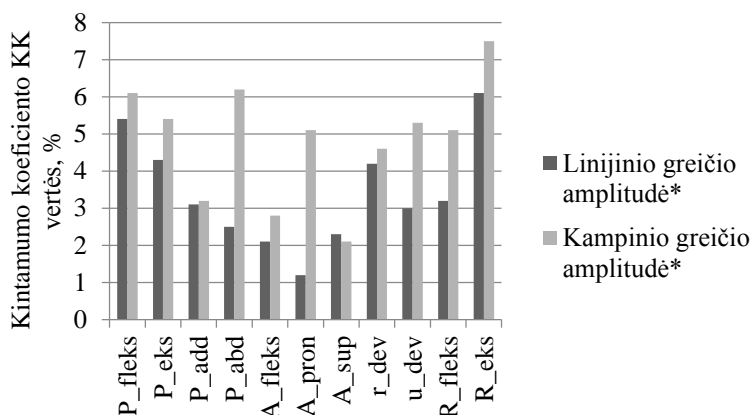
3.8 pav. Skirtingų asmenų kampo ir kampinio greičio amplitudžių KK vertės peties (P), alkūnės (A), riešo (R) fleksijos (fleks), ekstensijos (eks), abdukcijos (abd), addukcijos (add), pronacijos (pron), supinacijos (sup), ulnarinės (u_dev) ir radialinės (r_dev) deviacijų judesių metu; *- peties sąnario atžvilgiu; kairė pusė

Fig. 3.8. Interpersonal coefficient of variability (KK) values for angle and angular velocity amplitudes at shoulder (P), elbow (A), wrist (R) joints' flexion (fleks), extension (eks), abduction (abd), adduction (add), pronation (pron), supination (sup), ulnar (u_dev) and radial (r_dev) deviation; *- with respect to the shoulder, left side



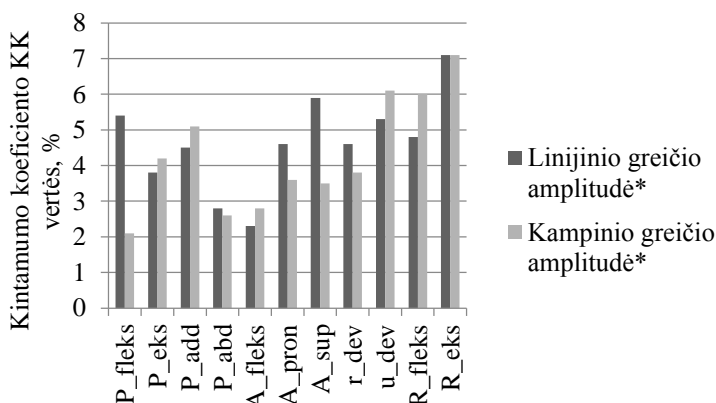
3.9 pav. Skirtingų asmenų kampo ir kampinio greičio amplitudžių KK vertės peties (P), alkūnės (A), riešo (R) fleksijos (fleks), ekstensijos (eks), abdukcijos (abd), addukcijos (add), pronacijos (pron), supinacijos (sup), ulnarinės (u_dev) ir radialinės (r_dev) deviacijų judesių metu; *- peties sąnario atžvilgiu; dešinė pusė

Fig. 3.9. Interpersonal coefficient of variability (KK) values for angle and angular velocity amplitudes at shoulder (P), elbow (A), wrist (R) joints' flexion (fleks), extension (eks), abduction (abd), adduction (add), pronation (pron), supination (sup), ulnar (u_dev) and radial (r_dev) deviation; *- with respect to the shoulder, right side



3.10 pav. Tų pačių asmenų kampo ir kampinio greičio amplitudžių KK vertės peties (P), alkūnės (A), riešo (R) fleksijos (fleks), ekstensijos (eks), abdukcijos (abd), addukcijos (add), pronacijos (pron), supinacijos (sup), ulnarinės (u_dev) ir radialinės (r_dev) deviacijų judesių metu; *– peties sąnario atžvilgiu; kairė pusė

Fig. 3.10. Intrapersonal coefficient of variability (KK) values for angle and angular velocity amplitudes at shoulder (P), elbow (A), wrist (R) joints' flexion (fleks), extension (eks), abduction (abd), adduction (add), pronation (pron), supination (sup), ulnar (u_dev) and radial (r_dev) deviation; *– with respect to the shoulder, left side



3.11 pav. Tų pačių asmenų kampo ir kampinio greičio amplitudžių KK vertės peties (P), alkūnės (A), riešo (R) fleksijos (fleks), ekstensijos (eks), abdukcijos (abd), addukcijos (add), pronacijos (pron), supinacijos (sup), ulnarinės (u_dev) ir radialinės (r_dev) deviacijų judesių metu; *– peties sąnario atžvilgiu; dešinė pusė

Fig. 3.11. Intrapersonal coefficient of variability (KK) values for angle and angular velocity amplitudes at shoulder (P), elbow (A), wrist (R) joints' flexion (fleks), extension (eks), abduction (abd), adduction (add), pronation (pron), supination (sup), ulnar (u_dev) and radial (r_dev) deviation; *– with respect to the shoulder, right side

Lyginant dešinės ir kairės pusių tų pačių judesių tarpasmeninių KK vertes, nustatyta, kad jos skiriasi nuo 0,1 % alkūnės fleksijos metu iki 9,7 % peties fleksijos metu. Kampinio greičio KK vertės šiam atvejui svyruoja nuo 0,4 % riešo ekstensijos metu iki 13,5 % alkūnės pronacijos metu (3.8 pav. ir 3.9 pav.).

Palyginus dešinės ir kairės pusių tų pačių judesių to paties asmens KK vertes, nustatyta, kad jos skiriasi nuo 0,0 % peties fleksijos metu iki 3,6 % alkūnės supinacijos metu. Kampinio greičio KK vertės šiam atvejui svyruoja nuo 0,0 % alkūnės fleksijos metu iki 4,0 % peties fleksijos metu (3.10 pav. ir 3.11 pav.).

Tarpasmeniniams duomenims nustatyta reikšminga neigiama Pirsono koreliacijos koeficiento vertė tarp insultą patyrusio žmogaus amžiaus ir: dešinės alkūnės fleksijos kampo amplitudės ($r = -0,46$, $p = 0,0267$), dešinės alkūnės pronacijos kampo amplitudės ($r = -0,47$, $p = 0,0228$), dešinės alkūnės pronacijos kampinio greičio ($r = -0,49$, $p = 0,0159$), dešinio riešo addukcijos laiko ($r = -0,71$, $p = 0,0061$), dešiniojo peties ekstensijos kampinio greičio ($r = -0,41$, $p = 0,0429$), dešiniojo peties abdukcijos kampo amplitudės ($r = -0,43$, $p = 0,0427$) ir kairiojo peties abdukcijos kampo amplitudės ($r = -0,60$, $p = 0,0167$).

Reikšminga Pirsono koreliacijos koeficiento vertė apskaičiuota tarpasmeniniams duomenims tarp tiriamųjų kūno masės indekso (KMI) ir: dešinės alkūnės fleksijos kampo amplitudės ($r = -0,45$, $p = 0,0289$), dešinės alkūnės supinacijos kampinio greičio ($r = -0,46$, $p = 0,0267$), dešinio riešo addukcijos kampo amplitudės ($r = -0,53$, $p = 0,0467$), dešiniojo peties ekstensijos kampo amplitudės ($r = -0,4$, $p = 0,0465$), kairiojo peties addukcijos kampinio greičio ($r = -0,58$, $p = 0,0201$) ir kairiojo peties abdukcijos kampo amplitudės ($r = -0,63$, $p = 0,0109$).

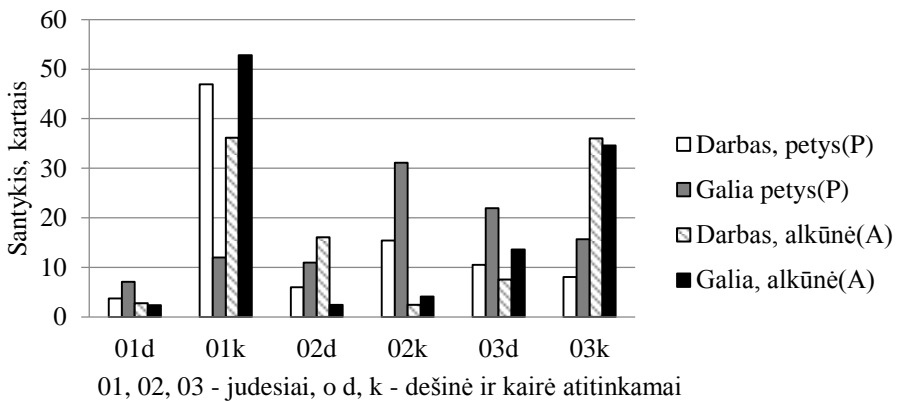
To paties asmens duomenims reikšminga teigiama Pirsono koreliacijos koeficiento vertė apskaičiuota tarp insultą patyrusio žmogaus amžiaus ir visų riešo judesių ($r = 0,7-0,75$, $p < 0,001$), dešinės ir kairės alkūnės fleksijos, dešinės alkūnės supinacijos ($r = 0,68-0,7$, $p < 0,0003$), dešiniojo peties fleksijos ir addukcijos ($r = 0,49-0,70$, $p < 0,015$).

To paties asmens duomenims reikšminga teigiama Pirsono koreliacijos koeficiento vertė apskaičiuota tarp insultą patyrusio žmogaus kūno masės indekso (KMI) ir: dešiniojo peties fleksijos ($r = 0,54$, $p = 0,0078$), dešinės alkūnės fleksijos ($r = 0,49$, $p = 0,016$) ir dešiniojo riešo fleksijos, ekstensijos ir addukcijos ($r = 0,53-0,55$, $p < 0,0084$).

Tam, kad kamerų sistema „Optitrack“ eksperimento metu išmatuotus kampinius poslinkius būtų galima panaudoti dinaminiam modelyje (2.3 pav.), skaitiniai duomenys buvo aproksimuoti ketvirtojo laipsnio daugianariu ir gautos kampinio poslinkio priklausomybės nuo laiko judesio metu. Turint kampinio poslinkio funkciją laikui einant atlikti diferencijavimo veiksmai, ir apskaičiuotos modelio įvestys – kampiniai greičiai ir kampiniai pagrečiai. Naudojantis 7 + 1

laisvės laipsnių dinaminio modeliu (2.3 pav.) iš atliktų judesių buvo apskaičiuoti sukimo momentai sąnariuose judesių metu pagal kiekvieną laisvės laipsnį. Toliau apskaičiuotas bendras darbas ir galia peties bei alkūnės sąnariuose atitinkamų judesių metu. Matavimai atlikti su grupe sveikųjų tiriamųjų ir insultą patyrusiais žmonėmis. Insultą patyrusių žmonių judesiai buvo matuojami iš karto po insulto prieš reabilitaciją ir po reabilitacijos kurso, trukusio apie 40 dienų.

Stulpelinė diagrama (3.12 pav.) rodo, kiek kartų peties ir alkūnės sąnariuose padidėja atliekamas darbas ir galia judesių metu, t. y. pateiktas tų pačių insultą patyrusių žmonių darbo ir galios vidurkių palyginimas prieš ir po reabilitacijos sąnariuose, per kuriuos judėjo rankos segmentai. Palyginus tiek kairės, tiek dešinės pusės VG judesių darbą bei galią prieš ir po reabilitacijos, peties ir alkūnės sąnariuose darbas ir galia apskaičiuoti didesni po reabilitacijos, o padidėjimas sudaro nuo 3 iki 50 kartų. Tai sutampa su subjektyvia gydytojo nuomone, kad nustatytas insultą patyrusių žmonių būklės pagerėjimas ir po reabilitacijos skiriami aukštesni balai negu prieš reabilitaciją.

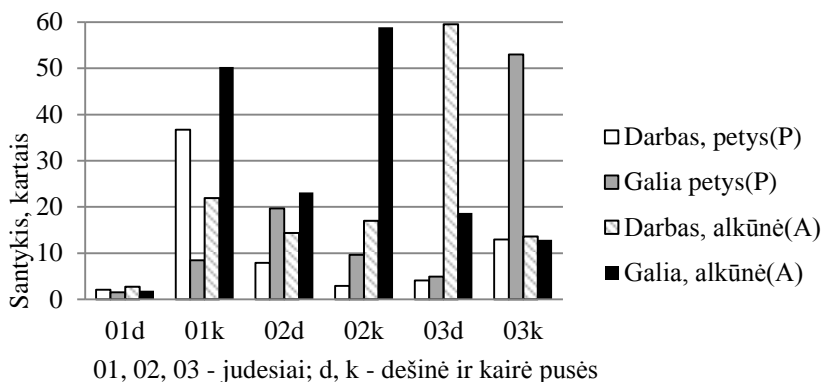


3.12 pav. Darbo ir galios santykis tarp tų pačių insultą patyrusių žmonių po/prieš reabilitaciją peties(P) ir alkūnės(A) sąnariuose; 01, 02, 03 – judesiai; d, k – dešinė ir kairė pusės

Fig. 3.12. Work and power relation between the same stroke affected humans before and after the rehabilitation at shoulder (P) and elbow (A) joints; 01, 02, 03 – motions; d, k – right and left sides

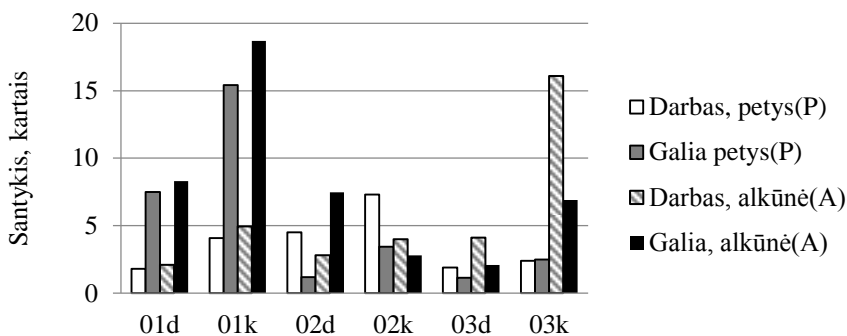
Naudojant dinaminį 7 + 1 laisvės laipsnių modelį buvo ištirti ne tik insultą patyrę žmonės, bet ir kontrolinė sveikųjų tiriamųjų grupė. Lyginant sveikųjų tiriamųjų tų pačių rankos sąnarių judesių darbus ir galias, sudarytos stulpelinės diagramos (3.13 pav.). Jose matomas sveikųjų tiriamųjų darbas ir galia VG sąnariuose, dešinėje ir kairėje pusėse yra didesni nuo 2 iki 50 kartų (3.13 pav.) už analogiškus insultą patyrusių žmonių, tirtų prieš reabilitaciją, mechaninius darbus ir galias. Abiem atvejais (3.12, 3.13 pav.) matomas galios ir darbo padidėjimas.

mas, kuris rodo, kad mechaninio darbo ir galios parametrai gali būti siūlomi naudoti kaip kiekybiniai parametrai žmogaus rankos judesio kokybei nustatyti.



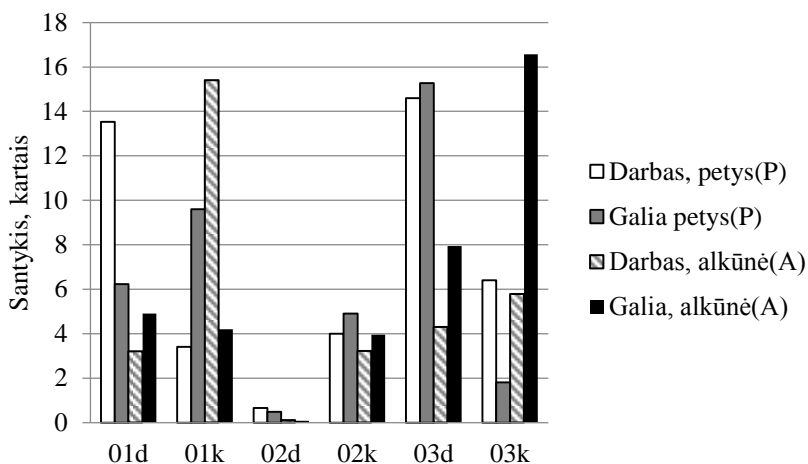
3.13 pav. Darbo ir galios santykis tarp sveikųjų tiriamųjų ir insultą patyrusių žmonių prieš reabilitaciją peties(P) ir alkūnės(A) sąnariuose; 01, 02, 03 – judesiai; d, k – dešinė ir kairė pusės

Fig. 3.13. Work and power relation between the healthy participants and stroke affected humans before the rehabilitation at shoulder (P) and elbow (A) joints; 01, 02, 03 – motions; d, k – right and left sides



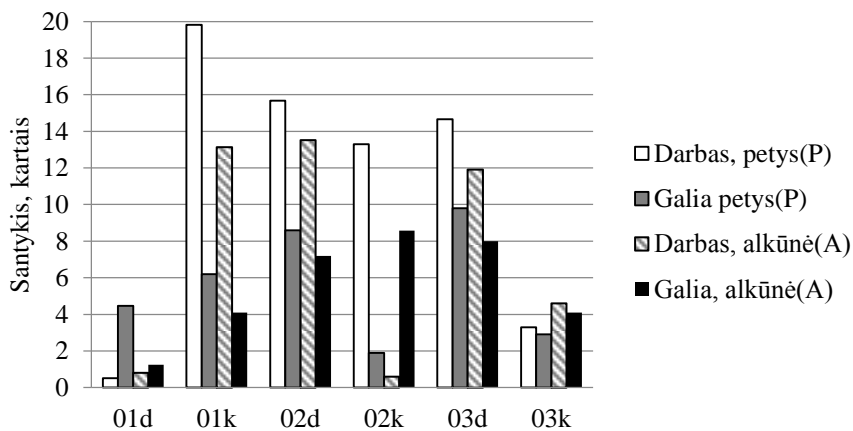
3.14 pav. Insultą patyrusio žmogaus (ID11) darbo ir galios santykis po ir prieš reabilitaciją peties(P) ir alkūnės(A) sąnariuose; 01, 02, 03 – judesiai; d, k – dešinė ir kairė pusės

Fig. 3.14. Work and power relation after and before the rehabilitation of the same stroke affected human (ID11) at shoulder (P) and elbow (A) joints; 01, 02, 03 – motions; d, k – right and left sides



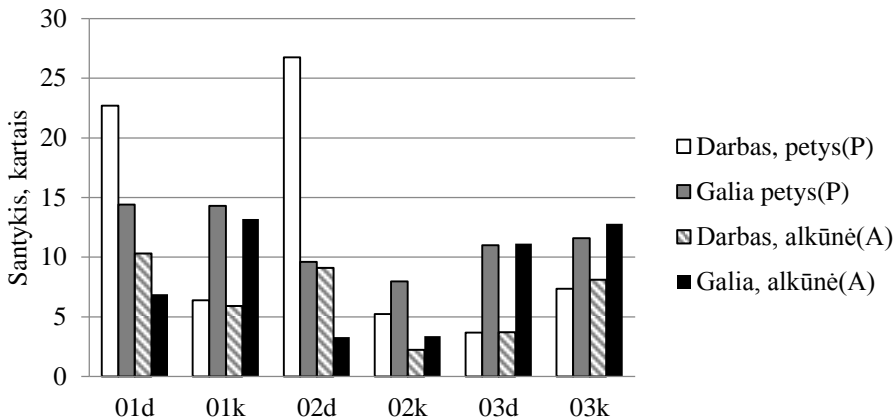
3.15 pav. Insultą patyrusio žmogaus (ID12) darbo ir galios santykis po ir prieš reabilitaciją peties(P) ir alkūnės(A) sąnariuose; 01, 02, 03 – judesiai; d, k – dešinė ir kairė pusės

Fig. 3.15. Work and power relation after and before the rehabilitation of the same stroke affected human (ID12) at shoulder (P) and elbow (A) joints; 01, 02, 03 – motions; d, k – right and left sides



3.16 pav. Insultą patyrusio žmogaus (ID15) darbo ir galios santykis po ir prieš reabilitaciją peties(P) ir alkūnės(A) sąnariuose; 01, 02, 03 – judesiai; d, k – dešinė ir kairė pusės

Fig. 3.16. Work and power relation after and before the rehabilitation of the same stroke affected human (ID15) at shoulder (P) and elbow (A) joints; 01, 02, 03 – motions; d, k – right and left sides



3.17 pav. Insultą patyrusio žmogaus (ID16) darbo ir galios santykis po ir prieš reabilitacijos peties(P) ir alkūnės(A) sąnariuose; 01, 02, 03 – judesiai; d, k – dešinė ir kairė pusės

Fig. 3.17. Work and power relation after and before the rehabilitation of the same stroke affected human (ID16) at shoulder (P) and elbow (A) joints; 01, 02, 03 – motions; d, k – right and left sides

Atliktas tų pačių insultą patyrusių žmonių judesių kokybės palyginimas prieš ir po reabilitacijos. Tokių insultą patyrusių žmonių buvo keturi, todėl rezultatai pavaizduoti keturiomis stulpelinėmis diagramomis (3.14–3.17 pav.). Darbo ir galios padidėjimas po reabilitacijos rodo, kad šie parametrai sutampa su gydytojo skirtais didesniais subjektyviaisiais įvertinimais. Tai įrodo, kad darbas ir galia gali būti laikomas kiekybiniais judesio kokybės parametrais.

3.4. Trečiojo skyriaus apibendrinimas

Atliekant eksperimentus su žmonėmis, patyrusiais insultą, atsiranda apribojimų. Kinematinų parametrų matavimų rezultatus gali paveikti žmogiškieji veiksniai – nuotaika, miegas, psichoemocinė būseną, todėl judesių kinematinų parametrų matavimas ir jų kokybės palyginimas prieš ir po reabilitacijos gali būti komplikuoti. Atliekant sveikųjų tiriamųjų judesių matavimus „Vicon“ kamerų sistema, buvo planuota, kad pagal tą pačią metodiką judesius atliks ir insultą patyrę žmonės. Tačiau ligoniai negalėjo atlikti tokių pačių judesių, todėl reabilitologai suformavo tris rankos judesius, pagal kuriuos buvo ištirti itin silpną VG funkciją turintys žmonės, patyrę insultą. Insultą patyrusių žmonių VG judesių atliktas darbas palygintas prieš ir po reabilitacijos, tų pačių judesių galia taip pat palyginta prieš ir po reabilitacijos. Darbas ir galia palyginti su sveikųjų tiriamųjų

grupės analogiškais parametrais tų pačių judesių metu. Tyrimų metu kilo dar viena problema, kai insultą patyrę žmonės, atlikę reabilitaciją, staiga iškeliaudavo iš gydymo įstaigos ir jų VG kinematikos parametrų nepavyko pamatuoti, todėl tiriamųjų skaičius po reabilitacijos yra mažesnis negu prieš ją.

Tiriant judesius supaprastintu VG modeliu iškelta hipotezė buvo patvirtinta – darbas ir galia gali būti naudojami kiekybiniam judesio kokybės įvertinimui, tiriant tuos pačius insultą patyrusius žmones prieš ir po reabilitacijos esamais klinikiniais testais arba naujuoju būdu, skirtu labai sutrikusią VG funkciją turintiems insultą patyrusiems žmonėms. Sveikųjų tiriamųjų VG judesių tyrimo rezultatai nusako kinematinį ir dinaminį parametrų vertes, kurios skirtos palyginti su insultą patyrusių žmonių tomis pačiomis vertėmis, gautomis analogiškų judesių metu. Apdorojant sveikųjų tiriamųjų judesių rezultatus didelis kinematinį parametrų kintamumas parodė, kad geriau yra tirti tą patį žmogų prieš ir po reabilitacijos negu lyginti insultą patyrusio žmogaus ir sveikojo tiriamojo rankos judesio darbą, galią, greitį ar kampinį poslinkį dėl kiekvieno asmens individualumo.

Siūlomas viršutinės galūnės judesių vertinimo metodas leidžia netiesiogiai patikrinti tos pačios raumenų grupės reabilitacijos lygį. Sukurtas biomechaninis supaprastintas rankos modelis gali būti įrankiu, padedančiu sekti reabilitacijos proceso įtaką judesių kokybei. Apskaičiuoti alkūnės, peties sąnarių sukimo momentai judesio metu suteikia galimybę apskaičiuoti raumenų grupės atliktą darbą segmentui išjudinti. Vėliau apskaičiuojama galia judesio metu gali būti taikoma reabilitacijos eigai stebėti. Nustatyta galia judesio metu įvertina silpniausią raumenų grupę ir suteikia galimybę sudaryti individualią reabilitacijai skirtą programą, kurį nukreipta į tuos judesius, kurie yra silpniausi. Kiekybinis VG judesių vertinimas papildė klinikinius testus.

Mokslinis priartėjimas, kai sukimo momentas vienaip ar kitaip yra naudojamas judesio kokybei įvertinti, nėra naujas reabilitacijos praktikoje, nes kai kurie mokslininkai tokius tyrimus atliko ir anksčiau: nustatytas elektromiografijos ryšys su sukimo momentu (Gribble *et al.* 1999), išnagrinėta atvirkštinės kinematikos uždaviniui spresti naudojamų įvesčių įtaka sukimo momento pokyčiui (Nikooyan *et al.* 2011, Pierobon 2011), atlikti raumens jėgos momento peties pokyčio tyrimai VG judesių metu (Grün *et al.* 2012).

Sukurti modeliai nėra pranašesni už kitus esamus laisvės laipsnių skaičiumi, nes yra VG modelių, kurie aprašomi 15 (Saul *et al.* 2015) ir daugiau (Hamner *et al.* 2010) apibendrintųjų koordinačių. Darbe sudarytų modelių pranašumas tas, kad jie yra universalūs ir skirti insultą patyrusių žmonių VG judesių kokybei vertinti. Išnagrinėtuose moksliniuose straipsniuose kiekybinio metodo kūrimas apsiriboja vien rankos judesių kinematinį parametrų matavimu akcelerometrais (Patel *et al.* 2010), devynių laisvės laipsnių inerciniais jutikliais (Li *et al.* 2016) arba optine matavimo įranga (Kertis 2009). Todėl sukurtas septynių laisvės

laipsnių modelis turi dar vieną privalumą. Tarpusavyje gali būti lyginami ne tik kinematiniai parametrai, bet ir iš jų modelių apskaičiuojami dinaminiai parametrai. Kiekybinis rankos judesių vertinimas galėtų būti pagalbine priemone reabilitologui nustatant judesio kokybę ir papildant esamus klinikinius vertinimo metodus.

Sukurtiems matematiniams modeliams gali būti sudaryta grafinė vartotojo sąsaja. Modelio taikymas būtų prieinamas ne vien moksliniu lygmeniu, bet ir praktiškai taikomas reabilitacijoje. Skaičiuojant parametrus ar charakteristikas, būdingus sveikiesiems tiriamiesiems, reikėtų padidinti dalyvių skaičių, kad būtų gauti tikslesni rezultatai.

3.5. Trečiojo skyriaus išvados

1. Sveikųjų tiriamųjų VG funkcijos judesių tyrimo metu apskaičiuoti sukimo momentai peties ir alkūnės sąnariuose aprašyti trečiojo laipsnio daugianarių lygtimis $\tau(\theta)$. Šios lygtys yra sveikiesiems tiriamiesiems būdingos charakteristikos, pagal kurias galima palyginti insultą patyrusių žmonių atliekamų judesių kokybę.
2. Žmonių, patyrusių insultą, ir sveikųjų tiriamųjų VG judesių linijinio ir kampinio greičių kintamumo koeficiento (KK) vertės buvo apskaičiuotos tarp skirtingų asmenų (tarpasmeninis) ir imant to paties asmens trijų bandymų rezultatus. Beveik visos tarpasmeninio KK vertės viršija 50 %. Mažiausios tarpasmeninio KK vertės nustatytos alkūnės sąnario kampiniam greičiui – 23,7 % ir dilbio masės centro linijiniam greičiui – 4,1 % alkūnės fleksijos metu. To paties asmens visų judesių linijinių ir kampinių greičių KK vertė apskaičiuotos labai mažos – iki 7 %. Didelė tarpasmeninio ir maža to paties asmens kintamumo koeficiento vertė rodo, kad vertinti to paties insultą patyrusio žmogaus VG judesių kinematinius ir dinامينius parametrus prieš ir po reabilitacijos yra tiksliau, negu lyginti insultą patyrusio žmogaus ir sveikųjų tiriamųjų grupės kinematinius ir dinامينius parametrus tarpusavyje.
3. Nustatyta, kad kiekybiniai insultą patyrusių žmonių VG judesių vertinimo parametrai yra peties, alkūnės, riešo sąnariuose apskaičiuoti darbas ir galia. Labai sutrikusią VG funkciją po insulto turinčių žmonių VG judesių galia sąnariuose, lyginant judesius prieš ir po reabilitacijos padidėja nuo 2 iki 50 kartų.

Bendrosios išvados

1. Išanalizavus literatūrą nustatyta, kad nėra sukurtos metodikos, skirtos labai sutrikusią VG funkciją turintiems žmonėms po insulto tirti. Labai sutrikusią VG funkciją turintys žmonės pagal naują metodiką gali atlikti judesius, o pagal esamų klinikinių testų metodiką šie žmonės atlikti judesių neįstengia. Sukurta nauja metodika, skirta insultą patyrusių žmonių su labai sutrikusia viršutinės galūnės funkcija, judesiams tirti trumpai apibūdinama dviem punktais:
 - 1.1. Metodiką sudaro trys pratimai, kurių metu insultą patyręs žmogus pasodinamas prie stalo neįgaliojo vežimėlyje arba ant kėdės, o pratimai ranka atliekami ant stalo: pirmojo judesio metu ranka ištiesiama į priekį ir atgal, antrojo judesio metu dilbis pritraukiamas prie krūtinės 90° kampu, o trečiojo – dilbio atitraukimas nuo krūtinės 90° kampu.
 - 1.2. Viršutinės galūnės segmentų kampiniams poslinkiams, kampiniams greičiams apskaičiuoti gali būti taikomi ir inerciniai jutikliai, ir optinės judesių registravimo priemonės.
2. Mažiausia linijinio greičio tarpasmeninio kintamumo koeficiento (KK) vertė, tiriant kairiosios rankos judesius, buvo apskaičiuota alkūnės fleksijos metu (4,2 %), o didžiausia – riešo ekstensijos metu (48,3 %). Mažiausia ir didžiausia tarpasmeninio kampinio greičio KK vertės – 19,6 % ir 55,7 % peties addukcijos ir riešo ekstensijos metu atitinkamai. Tiriant

kontrolinę sveikųjų tiriamųjų grupę apskaičiuotos didelės KK vertės parodo, kad visada gali pasitaikyti atvejis, kai galima pamatuoti ir apskaičiuoti parametą, kuris skirsis nuo nustatytosios sveikųjų tiriamųjų charakteringosios parametro vertės.

3. Taikant sudarytus kinematinį ir dinaminį modelius, apskaičiuoti viršutinės galūnės judesio kinematiniai ir dinaminiai parametrai, kuriais įvertintas reabilitacijos proceso efektyvumas:
 - 3.1. Energinių VG judesio parametrų padidėjimas sąnariuose po reabilitacijos rodo VG judesio kokybės pagerėjimą ir gali kiekybiškai papildyti reabilitologų skirtą klinikinį insultą patyrusio žmogaus VG judesio kokybės įvertinimą. Nustatyta, kad insultą patyrusių žmonių VG judesių metu peties sąnaryje atliktas darbas ir galia tendencingai didėja. Peties sąnaryje darbas po reabilitacijos padidėjo nuo 1,5 iki 25 kartų, o alkūnės sąnaryje – nuo 1,1 iki 15,5 karto. Peties sąnaryje apskaičiuota galia padidėjo nuo 2 iki 15 kartų, o alkūnės sąnaryje – nuo 1,2 iki 16 kartų.
 - 3.2. Judesių kintamumo koeficiento verčių skaičiavimai parodė, kad lyginti tų pačių asmenų VG judesių kampų, kampinių ir linijinių greičių charakteristikas prieš ir po reabilitacijos yra tiksliau, nei lyginti insultą patyrusio žmogaus ir sveikųjų tiriamųjų VG judesių charakteristikas dėl žmogaus atliktų judesių individualumo.
4. Sudarytas universalus VG modelis kartu su nauju tyrimo metodu sudaro galimybę kiekybiškai įvertinti insultą patyrusio žmogaus viršutinės galūnės judesio kokybę, turint bet kurią viršutinės galūnės judesių kinematikos matavimo įrangą, kuri matuoja kinematinius parametrus bent 50 Hz dažniu.

Literatūra ir šaltiniai

Ayache, S. S.; Wassim, H. F.; Hela, G. Z. H.; Veit, M.; Lefaucheur, J.P. 2012. Stroke Rehabilitation Using Noninvasive Cortical Stimulation: Motor Deficit, *Expert Review of Neurotherapeutics* 12(8): 949–972.

Al Munajjed, A. A.; Jeffrey, E.; Bischoff, M. A.; Dharia, S. T.; Woodburn, J.; Carbes, S. 2016. Metatarsal Loading During Gait – A Musculoskeletal Analysis, *Journal of Biomechanical Engineering* 138(3): 345–363.

Alexandrov, A. V. 2008. *Cerebrovascular Ultrasound in Stroke Prevention and Treatment*. Blackwell Publishing Ltd. 280 p.

Amis, A. A.; Dowson, D.; Wright, V. 1980. Elbow Joint Force Predictions for Some Strenuous Isometric Actions, *Journal of Biomechanics* 13(9): 765–775.

An, K. N.; Takakashi, K.; Harrigan, T. P.; Chao, E. Y. 1984. Determination of Muscle Orientation and Moment Arms, *Journal of Biomechanical Engineering* 106: 280–282.

Angelini, L.; Damm, P.; Zander, T.; Arshad, R.; Di Puccio, F.; Schmidt, H. 2017. Effect of Arm Swinging on Lumbar Spine and Hip Joint Forces, *Journal of Biomechanics* 9290(17): 304–329.

Barrantes, S.; Sánchez, A. J.; Hernán, A.; Rojas, G.; Martí, M. J.; Compta, Y.; Valdeoriola, F.; Mezquita, E. S.; Tolosa, E.; Valls, S. J. 2017. Differential Diagnosis between Parkinson's Disease and Essential Tremor Using the Smartphone's Accelerometer, *Plos One* 12(8): 183–201.

Blana, D.; Hincapie, J. G.; Chadwick, E. K.; Kirsch, R. F. 2008. A Musculoskeletal Model of the Upper Extremity for Use in the Development of Neuroprosthetic Systems, *Journal of Biomechanics* 41(8): 1714–1721.

Bober, T.; Kulig, K.; Burnfield, J. M. 2002. Predictive Torque Equations for Joints of the Extremities, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 4(2): 49–61.

Bonnechère, B.; Jansen, B.; Salvia, P.; Bouzahouene, H.; Omelina, L.; Moiseev, F.; Sholukha, V.; Cornelis, J.; Rooze, M.; Van Sint, J. S. 2014. Validity and Reliability of the Kinect within Functional Assessment Activities: Comparison with Standard Stereophotogrammetry, *Gait and Posture* 39(1): 593–598.

Borboni, A.; Villafañe, J. H.; Mullè, Ch.; Valdes, K.; Faglia, R.; Taveggia, G.; Negrini, S. 2017. Robot-Assisted Rehabilitation of Hand Paralysis After Stroke Reduces Wrist Edema and Pain: A Prospective Clinical Trial, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 40(1): 21–30.

Brott, T.; Adams, H. P.; Olinger, C. P.; Marler, J. R.; Barsan, W. G.; Biller, J.; Spilker, J.; Holleran, R.; Eberle, R.; Hertzberg, V. 1989. Measurements of Acute Cerebral Infarction: A Clinical Examination Scale, *Stroke* 20(7): 864–870.

Buchanan, T. S.; Shreeve, D. 1996. An Evaluation of Optimization Techniques for the Prediction of Muscle Activation Patterns during Isometric Tasks, *Journal of Biomechanical Engineering* 118(4): 565–574.

Buchanan, T. S.; Moniz, M. J.; Dewald, J. P. A.; Rymer, W. Z. 1993. Estimation of Muscle Forces about the Wrist Joint during Isometric Tasks Using an EMG Coefficient Method, *Journal of Biomechanics* 26(4–5): 547–560.

Buongiorno, D.; Barsotti, M.; Sotgiu, E.; Loconsole, C.; Solazzi, M.; Bevilacqua, V.; Frisoli, A. 2015. A Neuromusculoskeletal Model of the Human Upper Limb for a Myoelectric Exoskeleton Control Using a Reduced Number of Muscles, in *2015 IEEE World Haptics Conference*, 273–279.

Campolo, D.; Formica, D.; Guglielmelli, E.; Keller, F. 2010. Kinematic Analysis of the Human Wrist during Pointing Tasks, *Experimental Brain Research* 201(3): 561–573.

Carbone, V. 2014. Subject-Specific Lower Extremity Modeling. Personalization of Musculoskeletal Models Using Medical Imaging and Functional Measurements, *Katalog BPS* 33(2): 81–87.

Chung, W. M.; Yeung, S.; Chan, W.W. 2011. Validity of Vicon Motion Analysis System for Upper Limb Kinematic Measurement E A Comparison Study with Inertial Tracking XSENS System, *Hong Kong Physiotherapy Journal* 29(2): 97.

Cofer, D.; Cymbalyuk, G.; Reid, J.; Zhu, Y.; Heitler, W. J.; Edwards, D. H. 2010. AnimatLab: A 3D Graphics Environment for Neuromechanical Simulations, *Journal of Neuroscience Methods* 187(2): 280–288.

- Colombo, R.; Sterpi, I.; Mazzone, A.; Delconte, C.; Minuco, G.; Pisano, F. 2010. Measuring Changes of Movement Dynamics during Robot-Aided Neurorehabilitation of Stroke Patients, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 18(1): 75–85.
- Costin, M. A.; Mihaescu, T. T.; Butnaru, E. 2012. Disability Assessment Tools in Psoriatic Arthritis: VICON Gait, *Revista Medico-Chirurgicala a Societatii De Medici Si Natura Din Iasi* 116 (2): 487–489.
- Cutlip, K.; Nimbarte, A. D.; Chowdhury, S. K.; Jaridi, M. 2015. Evaluation of Shoulder Stability During Forceful Arm Exertions, *Industrial and Systems Engineering Review* 3(1): 49–58.
- Daly, J. J.; Wolpaw, J. R. 2008. Brain-Computer Interfaces in Neurological Rehabilitation, *The Lancet Neurology* 7(11): 1032–1043.
- Damsgaard, M.; Rasmussen, J.; Christensen, S. T.; Surma, E.; De Zee, M. 2006. Analysis of Musculoskeletal Systems in the AnyBody Modeling System, *Simulation Modelling Practice and Theory* 14(8): 1100–1111.
- Delp, S. L.; Loan, J. P. 2000. A Computational Framework for Simulating and Analyzing Human and Animal Movement, *Computing in Science & Engineering* 2(5): 46–55.
- Delp, S. L.; Anderson, F. C.; Arnold, A. S.; Loan, P.; Habib, A.; Chand, T. J.; Guendelman, E.; Thelen, D. G. 2007. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54(11): 1940–1950.
- Delp, S. L.; Loan, J. P.; Hoy, M. G.; Zajac, F. E.; Topp, E. L.; Rosen, J. M.; Alto, P. 1990. An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study orthopaedic Surgical Procedures, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37(8): 757–767.
- Dobkin, B. H. 2005. Clinical Practice. Rehabilitation after Stroke, *New England Journal of Medicine* 352(16): 1677–1684.
- Donnan, G. A.; Fisher, M.; Macleod, M.; Davis, S. M. 2008. Stroke, *Lancet* 371(9624): 1612–1623.
- Duca, C. J.; Forrest, W. J. 1973. Force Analysis of Individual Muscles Acting Simultaneously on the Shoulder Joint during Isometric Abduction, *Journal of Biomechanics* 6(4): 385–393.
- Dumas, R.; Chèze, L.; Verriest, J. P. 2007. Adjustments to McConville et Al. and Young et Al. Body Segment Inertial Parameters, *Journal of Biomechanics* 40(3): 543–553.
- Duncan, P. W.; Lai, S. M.; Keighley, J. 2000. Defining Post-Stroke Recovery: Implications for Design and Interpretation of Drug Trials, *Neuropharmacology* 39(5): 835–841.

Duncan, P. W.; Lai, S. M.; Van Culin, V.; Huang, L.; Clausen, D.; Wallace, D. 1999. Development of a Comprehensive Assessment Toolbox for Stroke, *Clinics in Geriatric Medicine* 15(4): 885–915.

Ebbini, E. S. 2010. IEEE Transactions on Biomedical Engineering: Guest Editorial to the Special Letters Issue on Therapeutic Ultrasound: Trends at the Leading-Edge, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 15(4): 885–915.

Edwardson, M. A.; Lucas, T. H.; Carey, J. R.; Fetz, E. E. 2013. New Modalities of Brain Stimulation for Stroke Rehabilitation, *Experimental Brain Research* 224(3): 335–358.

Eliashar, E. 2012. The Biomechanics of the Equine Foot as It Pertains to Farriery, *Veterinary Clinics of North America Equine Practice* 28(2): 283–291.

Eschweiler, J.; Stromps, J. P.; Fischer, M.; Schick, F.; Rath, B.; Pallua, N.; Radermacher, K. 2016. A Biomechanical Model of the Wrist Joint for Patient-Specific Model Guided Surgical Therapy: Part 2, *Journal of Engineering in Medicine* 230(4): 326–334.

Everaert, D. G.; Stein, R. B.; Abrams, G. M.; Dromerick, A. W.; Francisco, G. E.; Hafner, B. J.; Huskey, T. N.; Munin, M. C.; Nolan, K. J.; Kufita, C. V. 2013. Effect of a Foot-Drop Stimulator and Ankle-Foot Orthosis on Walking Performance After Stroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair* 27(7): 579–591.

Farahani, S. D.; Bertucci, W.; Andersen, M. S.; De Zee, M.; Rasmussen, J. 2015. Prediction of Crank Torque and Pedal Angle Profiles during Pedaling Movements by Biomechanical Optimization, *Structural and Multidisciplinary Optimization* 51(1): 251–266.

Farahani, D.; Svinin, S. M.; Andersen, M. S.; De Zee M.; Rasmussen, J. 2016. Prediction of Closed-Chain Human Arm Dynamics in a Crank-Rotation Task, *Journal of Biomechanics* 49(13): 2684–2693.

Feng, W.; Bowden, M. G.; Kautz, S. 2013. Review of Transcranial Direct Current Stimulation in Poststroke Recovery, *Topics in Stroke Rehabilitation* 20(1): 68–77.

Fong, K.; Ng, B.; Chan, D.; Chan, E.; Ma, D.; Au, B.; Chiu, V. 2004. Development of the Hong Kong Version of the Functional Test for the Hemiplegic Upper Extremity, *Hong Kong Journal of Occupational Therapy* 14(1): 21–29.

Forrester, L. W.; Roy, A.; Rietschel, J.; Barton, J. E.; Krebs, H. I.; Macko, R. F. 2013. Clinical Application of a Modular Ankle Robot for Stroke Rehabilitation, *NeuroRehabilitation* 33(1): 85–97.

Froehle, A. W.; Grannis, K. A.; Sherwood, R. J.; Duren, D. L. 2017. Relationships Between Age at Menarche, Walking Gait Base of Support, and Stance Phase Frontal Plane Knee Biomechanics in Adolescent Girls, *Physical Medicine and Rehabilitation* 9(5): 444–454.

Furtado, D. A.; Pereira, A. A.; De Oliveira, A. A.; Bellomo, D. P.; Da Silva, M. R. 2013. A Specialized Motion Capture System for Real-Time Analysis of Mandibular Movements Using Infrared Cameras, *Biomedical Engineering Online* 12: 17.

Gao, Z. H.; Da Fan Wang, D.; Zhao, H.; Zhao, K.; Chen, C. 2014. Muscle Activity and Co-Contraction of Musculoskeletal Model during Steering Maneuver, *Bio-Medical Materials and Engineering* 24: 2697–2706.

Garner, B. A.; Pandy, M. G. 2001. Musculoskeletal Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Male Dataset, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 4(2): 93–126.

Garner, B. A.; Pandy, M. G. 1999. A Kinematic Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Project Image Dataset, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2(2): 107–124.

Gladstone, D. J.; Danells, C. J.; Black, S. E. 2002. The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties, *Neurorehabilitation and Neural Repair* 16(3): 232–240.

Gonzalez, R. V.; Hutchins, E. L.; Barr, R. E.; Abraham, L. D. 1996. Development and Evaluation of a Musculoskeletal Model of the Elbow Joint Complex, *Journal of Biomechanical Engineering* 118(1): 32–40.

Gonzalez, R. V.; Buchanan, T. S.; Delp, S. L. 1997. How Muscle Architecture and Moment Arms Affect Wrist Flexion-Extension Moments, *Journal of Biomechanics* 30(7): 705–712.

Gowland, C.; Stratford, P.; Ward, M.; Moreland, J.; Torresin, W.; Van Hullenaar, S.; Sanford, J.; Barreca, S.; Vanspall, B.; Plews, N. 1993. Measuring Physical Impairment and Disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment, *Stroke* 24(1): 58–63.

Gribble, P. L.; Ostry, D. J. 1999. Compensation for Interaction Torques during Single- and Multijoint Limb Movement, *Journal of Neurophysiology* 82(5): 2310–2326.

Griškevičius, J. 2015. Biomechanical Markers for Parkinson's Disease and Essential Tremor Discrimination, *Sports Engineering and Computer Science*, 487–491.

Grün, M.; Konigorski, U. 2012. Observer Based Method for Joint Torque Estimation in Active Orthoses, *Mathematical Modelling* 7(1): 199–204.

Gutierrez, J.; Leder, R.; Sucar, E.; Hernandez, J.; Carilo, R.; Resendiz, R.; Sanchez, I. 2009. Functional Evaluation of Computer Game-Based Upper-Extremity Rehabilitation Effects after Stroke, In *2009 Pan American Health Care Exchanges*, 1–1.

Haeufle, D. F.; Günther M., Bayer A.; Schmitt, S. 2014. Hill-Type Muscle Model with Serial Damping and Eccentric Force-Velocity Relation, *Journal of Biomechanics* 47(6): 1531–1536.

Hammami, N.; Coroian, F. O.; Julia, M.; Amri, M.; Mottet, D.; Hérisson, C.; Laffont, I. 2012. Isokinetic Muscle Strengthening after Acquired Cerebral Damage: A Literature Review, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 55(4): 279–291.

Hamner, S. R.; Seth, A.; Delp, S. L. 2010. Muscle Contributions to Propulsion and Support during Running, *Journal of Biomechanics* 43(14): 2709–2716.

Hao, Z.; Deren, W.; Zeng, Y.; Liu, M. 2013. Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation for Improving Function after Stroke, *The Cochrane Database of Systematic Reviews* 31(5): 862–875.

Hara, Y. 2008. Neurorehabilitation with New Functional Electrical Stimulation for Hemiparetic Upper Extremity in Stroke Patients, *Journal of Nippon Medical School* 75(1): 4–14.

Hatze, H. 1980. Neuromusculoskeletal Control Systems Modeling – A Critical Survey of Recent Developments, *IEEE Transactions on Automatic Control* 25(3): 375–385.

Herrmann, A. M.; Delp, S. L. 1999. Moment Arm and Force-Generating Capacity of the Extensor Carpi Ulnaris after Transfer to the Extensor Carpi Radialis Brevis, *Journal of Hand Surgery* 24(5): 1083–1090.

Hirashima, M. 2011. *Induced Acceleration Analysis of Three-Dimensional Multi-Joint Movements and Its Application to Sports Movements*, Intech Open, 303–318.

Hock, O.; Drgona, P.; Paskala, M. 2014. Simulation Model of Adjustable Arm Using Denavit-Hartenberg Parameters, in *10th International Conference Elektro 2014*, 176–179.

Hodgkin, A. L.; Huxley, A.. 1963. Hodgkin-Huxley Model, *Medicine*, 1–4.

Högfors, C.; Peterson, B.; Sigholm, G.; Herberts, P. 1991. Biomechanical Model of the Human Shoulder Joint-II. The Shoulder Rhythm, *Journal of Biomechanics* 24(8): 699–709.

Hsueh, I. P.; Lin, J. H.; Jeng, J. S.; Hsieh, C. L. 2002. Comparison of the Psychometric Characteristics of the Functional Independence Measure, 5 Item Barthel Index, and 10 Item Barthel Index in Patients with Stroke, *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 73(2): 188–190.

Yang, N.; Zhang, M.; Huang, C.; Jin, D. 2002. Motion Quality Evaluation of Upper Limb Target-Reaching Movements, *Medical Engineering and Physics* 24(2): 115–120.

Jebsen, R. H.; Taylor, N.; Trieschmann, R. B.; Trotter, M. J.; Howard, L. A. 1969. An Objective and Standardized Test of Hand Function, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 50(6): 311–319.

Johansson, T.; Wild, C. 2011. Telerehabilitation in Stroke Care: a Systematic Review, *Journal of Telemedicine and Telecare* 17(1): 1–6.

Jones, F.; Riazi, A. 2011. Self-Efficacy and Self-Management after Stroke: A Systematic Review, *Disability and Rehabilitation* 33(10): 797–810.

Juocevičius, A.; Jamontaitė, I. E.; Janonienė, D.; Glamba, V.; Danys, A. 2009. Sergančių Galvos Smegenų Insultu Pacientų, Reabilituotų Trijose Reabilitacijos Paslaugas Teikiančiose Įstaigose, Charakteristika, *Gerontologija* 10(4): 214–222.

Karlsson, D.; Peterson, B. 1992. Towards a Model for Force Predictions in the Human Shoulder, *Journal of Biomechanics* 25(2): 189–199.

- Kertis, J. D. 2009. Biomechanical Evaluation of an Optical System for Quantitative Human Motion Analysis, *Master's Theses* 166: 1–93.
- Kitago, T.; Krakauer, J.W. 2013. Motor Learning Principles for Neurorehabilitation, *Handbook of Clinical Neurology* 110: 93–103.
- Krančiukaitė, D.; Rastenytė, D. 2006. Measurement of Quality of Life in Stroke Patients, *Medicina* 42(9): 709–716.
- Krebs, H.I. 2012. Robotic Therapy: The Tipping Point, *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 91(11): 290–297.
- Lang, C. E.; Bland, M.; Ryan, D.; Bailey, R.; Sydney, Y.; Birkenmeier, R. L. 2013. Assessment of Upper Extremity Impairment, Function, and Activity after Stroke: Foundations for Clinical Decision Making, *Journal of Hand Therapy* 26(2): 104–115.
- Lang, C. E.; Edwards, D. F.; Birkenmeier, R. L.; Dromerick, A. W. 2008. Estimating Minimal Clinically Important Differences of Upper Extremity Measures Early After Stroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89(9): 1693–1700.
- Lang, C. E.; Wagner, J. M.; Dromerick, A.W.; Edwards, D. F. 2006. Measurement of Upper-Extremity Function Early After Stroke: Properties of the Action Research Arm Test, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 87(12): 1605–1610.
- Langhorne, P.; Bernhardt, J.; Kwakkel, G. 2011. Stroke Rehabilitation, *The Lancet* 377(9778): 1693–1702.
- Laver, K. S.; George, S.; Crotty, M. 2012. Cochrane Review: Virtual Reality for Stroke Rehabilitation, *European Journal of Physical Rehabilitation Medicine* 48(3): 523–530.
- Leardini, A.; Sawacha, Z.; Paolini, G.; Inghrosso, S.; Nativio, R.; Benedetti, G. M. 2007. A New Anatomically Based Protocol for Gait Analysis in Children, *Gait and Posture* 26(4): 560–571.
- Lemay, M. A.; Crago, P. E.; Keith, M. W. 1996. Restoration of Pronosupination Control by FNS in Tetraplegia – Experimental and Biomechanical Evaluation of Feasibility, *Journal of Biomechanics* 29(4): 435–442.
- Lemay, M. A.; Crago, P. E. 1996. A Dynamic Model for Simulating Movements of the Elbow, Forearm, and Wrist, *Journal of Biomechanics* 29(10): 1319–1330.
- Li, J.; Pan, B.; Jin, T.; Huang, Z.; Ye, S.; Wu, J.; Huang, Z.; Xie, B.; Luo, C.; Wang, C. 2016. A Single Task Assessment System of Upper-Limb Motor Function after Stroke, *Technology and Health Care* 24: 707–715.
- Li, W.; Zhang, M.; Lv, G.; Han, Q.; Gao, Y.; Wang, Y.; Tan, Q.; Zhang, M.; Zhang, Y.; Li, Z. 2015. Biomechanical Response of the Musculoskeletal System to Whole Body Vibration Using a Seated Driver Model, *International Journal of Industrial Ergonomics* 45: 91–97.
- Lin, J. H.; Chou, Y. L.; Ju, M. S.; Sung, Y. T. 1990. Application and Evaluation of the VICON System in Gait Analysis, *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences* 6(1): 6–11.

- Lindenroth, L.; Caplan, N.; Debus, D.; Salomoni, S. E.; Evetts, S.; Weber, T. 2015. A Novel Approach to Activate Deep Spinal Muscles in Space – Results of a Biomechanical Model, *Acta Astronautica* 116: 202–210.
- Linkel, A.; Daunoravičienė, K.; Griškevičius, J.; Žižienė, J.; Juocevičius, A.; Raudonytė, I. 2015. Applications of Inertial Sensors in Medicine: Towards Model-Based Rehabilitation of Stroke, *IFAC-Papers Online* 28(4): 442–447.
- Loren, G. J.; Shoemaker, S. D.; Burkholder, T. J.; Jacobson, M. D.; Fridén, J.; Lieber, R. L. 1996. Human Wrist Motors: Biomechanical Design and Application to Tendon Transfers, *Journal of Biomechanics* 29(3): 331–342.
- Lu, T. W.; O'Connor, J. J. 1999. Bone Position Estimation from Skin Marker Co-Ordinates Using Global Optimisation with Joint Constraints, *Journal of Biomechanics* 32(2): 129–134.
- Lum, P. S.; Bugar, C. G.; Kenney, D. E.; Van Machiel Der Loos, H. F.. 1999. Quantification of Force Abnormalities during Passive and Active-Assisted Upper-Limb Reaching Movements in Post-Stroke Hemiparesis, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 46(6): 652–662.
- Majid, N.; Binti, A.; Abdullah, A. M.; Jamaludin, M. S.; Notomi, M.; Rasmussen, J. 2013. Musculoskeletal Analysis of Driving Fatigue: The Influence of Seat Adjustments, *Advanced Engineering Forum* 10: 373–378.
- Maletsky, L. P.; Sun, J.; Morton, N. A. 2007. Accuracy of an Optical Active-Marker System to Track the Relative Motion of Rigid Bodies, *Journal of Biomechanics* 40(3): 682–685.
- Mansouri, M.; Reinbolt, J. A. 2012. A Platform for Dynamic Simulation and Control of Movement Based on OpenSim and MATLAB, *Journal of Biomechanics* 45(8): 1517–1521.
- Mao, Y.; Agrawal, S. K. 2011. A Cable Driven Upper Arm Exoskeleton for Upper Extremity Rehabilitation, in *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4163–4168.
- Marieb, E. N.; Hoehn, K. 2007. Human Anatomy & Physiology, *Physiology*. 1159 p.
- Marra, M. A.; Vanheule, V.; Rasmussen, J.; Verdonchot, N. J. 2014. A Subject-Specific Musculoskeletal Modeling Framework to Predict in Vivo Mechanics of Total Knee Arthroplasty, *Journal of Biomechanical Engineering* 137(2): 209–214.
- Mathiowetz, V.; Volland, G.; Kashman, N.; Weber, K.. 1985. Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity, *The American Journal of Occupational Therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association* 39(6): 386–391.
- Mathiowetz, V.; Weber, K.; Kashman, N.; Volland, G. 1985. Adult Norms for the Nine Hole Peg Test of Finger Dexterity, *Occupational Therapy Journal of Research* 5(1): 24–38.

- McConville, J. T.; Churchill, T.; Kaleps, I.; Clauser, C. E.; Cuzzi, J. 1980. Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia, Technical Report, *Wright Patterson Air Force Base*, 1–113.
- McGrath, M.; Howard, D.; Baker, R. 2017. A Lagrange-Based Generalised Formulation for the Equations of Motion of Simple Walking Models, *Journal of Biomechanics* 55: 139–143.
- Mehrholtz, J.; Pohl, M. 2012. Electromechanical-Assisted Gait Training after Stroke: A Systematic Review Comparing End-Effector and Exoskeleton Devices, *Journal of Rehabilitation Medicine* 44(3): 193–199.
- Mehrholtz, J.; Pohl, M.; Platz, T.; Kugler, J.; Elsner, B. 2015. Electromechanical and Robot-Assisted Arm Training for Improving Activities of Daily Living, Arm Function, and Arm Muscle Strength after Stroke, *Cochrane Database of Systematic Reviews* 7(11): 68–76.
- Mehrholtz, J.; Werner, C.; Kugler, J.; Pohl, M. 2015. Electromechanical-Assisted Training for Walking after Stroke. What Is the Evidence so Far? What Have We Learnt?, *Physiotherapy* 101(7): 990–991.
- Merriault, P.; Dupuis, Y.; Boutteau, R.; Vasseur, P.; Savatier, X. 2017. A Study of Vicon System Positioning Performance, *Sensors* 17(7): 1591.
- Mihara, M.; Hattori, N.; Hatakenaka, M.; Yagura, H.; Kawano, T.; Hino, T.; Miyai, I. 2013. Near-Infrared Spectroscopy-Mediated Neurofeedback Enhances Efficacy of Motor Imagery-Based Training in Poststroke Victims: A Pilot Study, *Stroke* 44(4): 1091–1098.
- Miyoshi, T.; Shirato, M.; Hiwatashi, S. 1979. Optokinetic Nystagmus in Artificial Hemianopsy, *Advances in Oto-Rhino-Laryngology* 25: 202–207.
- Milinašičienė, E.; Rastenyte, D.; Kriščiūnas, A. Veiksniai, turintys įtakos galvos smegenų insulto baigtims, *Medicina (Kaunas)* 43(4): 269–277.
- Moreira, M. C.; Ferraz, K. M.; Benedetti Rodrigues, M. A. 2013. Use of Virtual Reality in Gait Recovery among Post Stroke Patients a Systematic Literature Review, *Disability and Rehabilitation. Assistive Technology* 8(5): 357–362.
- Murray, W. M.; Buchanan, T. S.; Delp, S. L. 2000. The Isometric Functional Capacity of Muscles That Cross the Elbow, *Journal of Biomechanics* 33(8): 943–952.
- Murray, W. M.; Buchanan, T. S.; Delp, S. L. 2002. Scaling of Peak Moment Arms of Elbow Muscles with Upper Extremity Bone Dimensions, *Journal of Biomechanics* 35(1): 19–26.
- Murray, W. M.; Delp, S. L.; Buchanan, T. S. 1995. Variation of Muscle Moment Arms with Elbow and Forearm Position, *Journal of Biomechanics* 28(5): 513–525.
- Nakashima, M.; Hasegawa, T.; Matsuda, A.; Shimana, T.; Omori, K. 2013. 3D-CG Based Musculoskeletal Simulation for a Swimmer Wearing Competitive Swimwear, *Procedia Engineering* 60: 367–372.

- Ng, A. K. Y.; Leung, D. P. K.; Fong, K. N. K. 2008. Clinical Utility of the Action Research Arm Test, the Wolf Motor Function Test and the Motor Activity Log for Hemiparetic Upper Extremity Functions after Stroke: A Pilot Study, *Hong Kong Journal of Occupational Therapy* 18(1): 20–27.
- Nichols, J. K.; Sena, M. P.; Hu, J. L.; O'Reilly, O. M.; Feeley, B. T.; Lotz, J. C. 2017. A Kinect-Based Movement Assessment System: Marker Position Comparison to Vicon, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20(12): 1289–1298.
- Nikooyan, A. A.; Veeger, H. E. J.; Chadwick, E. K. J.; Praagman, M.; Van er Helm, F. C. T. 2011. Development of a Comprehensive Musculoskeletal Model of the Shoulder and Elbow, *Medical & Biological Engineering & Computing* 49(12): 1425–1435.
- Nirme, J.; Duff, A.; Verschure, P. F. M. J. 2011. Adaptive Rehabilitation Gaming System: On-Line Individualization of Stroke Rehabilitation, In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6749–6752.
- Nudo, R. J.; McNeal, D. 2013. Plasticity of Cerebral Functions, *Handbook of Clinical Neurology* 110: 13–21.
- Onyshko, S.; Winter, D. A. 1980. A Mathematical Model for the Dynamics of Human Locomotion, *Journal of Biomechanics* 13(4): 361–368.
- Patel, S.; Hughes, R.; Hester, T.; Stein, J.; Akay, M.; Dy, J.; Bonato, P. 2010. Tracking Motor Recovery in Stroke Survivors Undergoing Rehabilitation Using Wearable Technology, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2010: 6858–6861.
- Patel, S.; Hughes, R.; Hester, T.; Stein, J.; Akay, M.; Dy, J. G.; Bonato, P. 2010. A Novel Approach to Monitor Rehabilitation Outcomes in Stroke Survivors Using Wearable Technology, *Proceedings of the IEEE* 98(3): 450–461.
- Patel, S.; Park, H.; Bonato, P.; Chan, L.; Rodgers, M. 2012. A Review of Wearable Sensors and Systems with Application in Rehabilitation, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 9(1): 21.
- Pečeliūnas, R.; Jamontaitė, I. E. 2014. Kineziterapijos Programos Taikymo Ir Gyvenimo Kokybės Sąsajos Atokiuoju Periodu Po Galvos Smegenų Insulto, *Gerontologija* 15(3): 166–176.
- Pekna, M.; Pekny, M.; Nilsson, M. 2012. Modulation of Neural Plasticity as a Basis for Stroke Rehabilitation, *Stroke* 43(10): 2819–2828.
- Pennestrì, E.; Valentini, P. P. 2010. Dual Quaternions as a Tool for Rigid Body Motion Analysis: A Tutorial with an Application to Biomechanics, *Archive of Mechanical Engineering* 57(2): 187–205.
- Pfister, A.; West, A. M.; Bronner, S.; Noah, J. A. 2014. Comparative Abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D Motion Capture for Gait Analysis, *Journal of Medical Engineering & Technology* 38(5): 274–280.

Pierobon, A. 2011. Comparative Analysis of Methods for Estimating Arm Segment Parameters and Joint Torques From Inverse Dynamics, *Journal of Biomechanical Engineering* 133(3): 310–323.

Pigeon, P.; Yahia, L.; Feldman, A. 1996. Moment Arms and Lengths of Human Upper Limb Muscles as Functions of Joint Angles, *Journal of Biomechanics* 29(10): 1365–1370.

Poppen, N. K.; Walker, P.S. 1978. Forces at the Glenohumeral Joint in Abduction, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 135: 165–170.

Powell, M. J. D. 1978. The Convergence of Variable Metric Methods for Nonlinearly Constrained Optimization Calculations, *Nonlinear Programming*, 27–63.

Quinn, T. J.; Langhorne, P.; Stott, D. J. 2011. Barthel Index for Stroke Trials, *Stroke* 42(4): 1146–1151.

Raikova, R. 1992. A General Approach for Modelling and Mathematical Investigation of the Human Upper Limb, *Journal of Biomechanics* 25(8): 857–867.

Rasmussen, J.; Holmberg, L.J.; Sørensen, K.; Kwan, M.; Andersen, M.S.; De Zee, M. 2012. Performance Optimization by Musculoskeletal Simulation, *Movement & Sport Sciences* 75: 73–83.

Rasmussen, J.; De Zee, M. 2008. Design Optimization of Airline Seats, *SAE Digital Human Modeling for Design and Engineering Conference*, 1863.

Rastenytė, D.; Šopagienė, D. 2004. Ar Galima Išvengti Galvos Smegenų Insulto?, *Sveikata* 586(11): 6–7.

Reinkensmeyer, D. J.; Boninger, M. L. 2012. Technologies and Combination Therapies for Enhancing Movement Training for People with a Disability, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 9(1): 17.

Rubin, M. N.; Wellik, K. E.; Charmer, D. D.; Demaerschalk, B. M. 2013. A Systematic Review of Telestroke, *Postgraduate Medicine* 125(1): 45–50.

Sąlyga, J.; Žiliukas, G.; Kazlauskas, H.; Norkienė, S.; Kasiliauskaitė, M. 2014. Pacientų Po Galvos Smegenų Insulto Funkcinės Būklės Pokyčiai Reabilitacijos Procese, *Sveikatos Mokslai* 24(4): 95–99.

Saul, K. R.; Hu, X.; Goehler, C. M.; Vidt, M. E.; Daly, M.; Velisar, A.; Murray, W. M. 2015. Benchmarking of Dynamic Simulation Predictions in Two Software Platforms Using an Upper Limb Musculoskeletal Model, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 18(13): 1445–1458.

Schuhfried, O.; Crevenna, R.; Fialka – Moser, V.; Paternostro S. T. 2012. Non-Invasive Neuromuscular Electrical Stimulation in Patients with Central Nervous System Lesions: An Educational Review, *Journal of Rehabilitation Medicine* 44(2): 99–105.

Schuling, J.; De Haan, R.; Limburg, M.; Groenier, K. H. 1993. The Frenchay Activities Index. Assessment of Functional Status in Stroke Patients, *Stroke* 24(8): 1173–1177.

Schweighofer, N.; Choi, Y.; Winstein, C.; Gordon, J. 2012. Task-Oriented Rehabilitation Robotics, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 91: 270–279.

Selfe, J. 2000. Fundamentals of Biomechanics, *Physiotherapy* 86(3): 163.

Shippen, J.; May, B. 2012. A Kinematic Approach to Calculating Ground Reaction Forces in Dance, *Journal of Dance Medicine & Science* 16(1): 39–43.

Shippen, J.; May, B. 2013. Teaching Biomechanical Analysis Using The Bob Matlab/Simulink Model, *Coventry University*, 1–2.

Shippen, J.; May, B. 2016. Constitutive Kinematic Modes and Shapes during Vehicle Ingress/egress, *Applied Ergonomics* 56: 127–135.

Shippen, J.; May, B. 2010. Calculation of Muscle Loading and Joint Contact Forces during the Rock Step in Irish Dance, *Journal of Dance Medicine & Science* 14(1): 11–18.

Siciliano, B.; Oussama, K. 2008. *Handbook of Robotics*. Springer. 1524 p.

Simm, S. 2010. SIMM 5.0 and OpenSim 2.0, *Science* 327(5961): 5–7.

Sins, L.; Tétreault, P.; Hagemeister, N.; Nuño, N. 2015. Adaptation of the AnyBody™ Musculoskeletal Shoulder Model to the Nonconforming Total Shoulder Arthroplasty Context, *Journal of Biomechanical Engineering* 137(10): 101–106.

Skals, S.; Jung, M. K.; Damsgaard, M.; Andersen, M. S. 2017. Prediction of Ground Reaction Forces and Moments during Sports-Related Movements, *Multibody System Dynamics* 39(3): 175–195.

Slavens, B. A.; Bhagchandani, N.; Wang, M.; Smith, P. A.; Harris, G. F. 2011. An Upper Extremity Inverse Dynamics Model for Pediatric Lofstrand Crutch-Assisted Gait, *Journal of Biomechanics* 44(11): 2162–2167.

Song, D.; Lan, N.; Loeb, G. E.; Gordon, J. 2008. Model-Based Sensorimotor Integration for Multi-Joint Control: Development of a Virtual Arm Model, *Annals of Biomedical Engineering* 36(6): 1033–1048.

Stinear, C. 2010. Prediction of Recovery of Motor Function after Stroke, *The Lancet Neurology* 9(12): 1228–1232.

Stinear, C. 2017. Prediction of Motor Recovery after Stroke: Advances in Biomarkers, *The Lancet Neurology* 16(10): 826–836.

Strimbu, K.; Tavel, J. 2011. What Are Biomarkers?, *Current Opinion in HIV and AIDS* 5(6): 463–466.

Sunnerhagen, K.S.; Danielsson, A.; Rafsten, L.; Björkdahl, A.; Axelsson, A. B.; Nordin, A.; Petersson, C.A.; Lundgren, N. A.; Fröjd, K. 2013. Gothenburg Very Early Supported Discharge Study NCT01622205: A Block Randomized Trial with Superiority Design of Very Early Supported Discharge for Patients with Stroke, *BMC Neurology* 13(1): 66.

Swieten van, J. C.; Koudstaal, P. J.; Visser, M. C.; Schouten, H. J.; Van Gijn, J. 1988. Interobserver Agreement for the Assessment of Handicap in Stroke Patients, *Stroke* 19(5): 604–607.

Takeuchi, N.; Shi, I. I. 2012. Noninvasive Brain Stimulation for Motor Recovery after Stroke: Mechanisms and Future Views, *Stroke Research and Treatment* 2012: 1–10.

Taub, E.; Miller, N. E.; Novack, T. A.; Cook, E. W.; Fleming, W. C.; Nepomuceno, C. S.; Connell, J. S.; Crago, J. E. 1993. Technique to Improve Chronic Motor Deficit after Stroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74(4): 347–354.

Teasell, R. 2003. Stroke Recovery and Rehabilitation, *Stroke* 34: 365–366.

Thrift, A. G.; Cadilhac, D. A.; Thayabaranathan, T.; Howard, G.; Howard, V. J.; Rothwell, P. M.; Donnan, G. A. 2014. Global Stroke Statistics, *International Journal of Stroke* 9(1): 6–18.

Tugui, R. D. 2012. Gait Analysis in Cerebral Palsy Using Vicon System, *Proceedings in Manufacturing Systems* 7(2): 3–8.

Van der Helm, F. C. 1994. Analysis of the Kinematic and Dynamic Behavior of the Shoulder Mechanism, *Journal of Biomechanics* 27(5): 527–550.

Vestling, M.; Tufvesson, B.; Iwarsson, S. 2003. Indicators for Return to Work after Stroke and the Importance of Work for Subjective Well-Being and Life Satisfaction, *Journal of Rehabilitation Medicine* 35(3): 127–131.

Ware, J. E. J.; Sherbourne, C. D. 1992. The MOS 36-Item Short-Form Health Survey (SF-36). I. Conceptual Framework and Item Selection, *Medical Care* 30(6): 473–483.

Werner, S. L.; Guido, J. A.; Stewart, G. W.; McNeice, R. P.; VanDyke, T.; Jones, D. G. 2007. Relationships between Throwing Mechanics and Shoulder Distraction in Collegiate Baseball Pitchers, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 16(1): 37–42.

Williams, S.; Schmidt, R.; Disselhorst, K. C.; Rau, G. 2006. An Upper Body Model for the Kinematical Analysis of the Joint Chain of the Human Arm, *Journal of Biomechanics* 39(13): 2419–2429.

Winby, C. R.; Gerus, P.; Kirk, T. B.; Lloyd, D. G. 2013. Correlation between EMG-Based Co-Activation Measures and Medial and Lateral Compartment Loads of the Knee during Gait, *Clinical Biomechanics* 28(10): 1014–1019.

Winiarski, S. 2003. Human Locomotion Analysis Technique with SIMI ® Motion, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 5: 544–550.

Winter, D. A. 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley&Sons. 384 p.

Wolf, S. L.; Catlin, P.; Ellis, M.; Archer, L.; Morgan, B.; Piacentino, A. 2001. Assessing Wolf Motor Function Test as Outcome Measure for Research in Patients after Stroke, *Stroke: a Journal of Cerebral Circulation* 32(7): 1635–1639.

Woods, A. 2014. Parkinson's Disease and Essential Tremor Classification on Mobile Device, *Pervasive and Mobile Computing* 13: 1–12.

Zhou, L.; Bai, S.; Li, Y. 2017. Energy Optimal Trajectories in Human Arm Motion Aiming for Assistive Robots, *Modeling, Identification and Control: A Norwegian Research Bulletin* 38(1): 11–19.

Autoriaus mokslinių publikacijų disertacijos tema sąrašas

Straipsniai recenzuojamuose mokslo žurnaluose

Daunoravičienė, K.; Linkel, A.; Žižienė, J.; Griškevičius, J.; Juocevičius, A.; Raudonytė, I.; Pauk, J.; Idzkowski, A.; Walendziuk, W. 2017a. Alternative method of upper extremity function assessment of stroke patients by angular kinematic parameters, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. Singapore: World Scientific 17(5): 1–15. ISSN 0219-5194.

Linkel, A.; Raudonytė, I.; Shippen, J.; May, B.; Daunoravičienė, K.; Sawicki, A.; Griškevičius, J. 2017. Intrapersonal and interpersonal evaluation of upper extremity kinematics, *Technology and health care*. Amsterdam: IOS Press, 25(5): 939–948. ISSN 0928-7329.

Daunoravičienė, K.; Žižienė, J.; Pauk, J.; Idzkowski, A.; Raudonytė, I.; Juocevičius, A.; Linkel, A.; Griškevičius, J. 2017b. Stroke-affected upper extremity movement assessment via continuous relativephase analysis, *Measurement*. Oxford: Elsevier Ltd, 110: 84–89. ISSN 0263-2241.

Linkel, A.; Griškevičius, J.; Daunoravičienė, K. 2016a. An objective evaluation of healthy human upperextremity motions, *Journal of vibroengineering*. Kaunas: JVE International Ltd, 18(8): 5473–5480. ISSN 1392-8716.

Straipsniai kituose leidiniuose

Linkel, A.; Daunoravičienė, K.; Griškevičius, J.; Žižienė, J.; Juocevičius, A.; Raudonytė, I. 2015. Applications of inertial sensors in medicine: towards model-based rehabilitation of stroke, in *IFAC PapersOnLine proceedings of the 13th IFAC and IEEE Conference on Programmable Devices and Embedded Systems*. New York: IFAC hosting by Elsevier Ltd 48(4): 442–447. ISSN 2405-8963.

Daunoravičienė, K.; Žižienė, J.; Griškevičius, J.; Linkel, A.; Juocevičius, A.; Raudonytė, I. 2015. Instrumented evaluation of upper extremity motor function for stroke rehabilitation applications, in *proceedings of the International Conference on Sport Science and Computer Science (SSCS 2014)*. London: CRC Press Taylor & Francis Group, 483–486. ISBN 9781138026506.

Linkel, A.; Griškevičius, J.; Shippen, J.; May, B.; Daunoravičienė, K. 2016b. Characteristic upperextremity kinematic parameters of healthy people during defined motions, in *proceedings of 11th international conference "Biomdlore 2016"*. Vilnius: Technika, 73–75. ISBN9786094579592.

Summary in English

Introduction

Problem Formulation

Rehabilitation is a usual procedure for recovering the motions of upper extremity (UE) for humans after stroke, traumas or surgical interventions. Therefore, it is very important to evaluate motion quality before, during and/or after rehabilitation in order to see the progress of movements recovery. Before rehabilitation it is important to choose an appropriate program and motor function evaluation here is essential. Worldwide rehabilitation practice is to use clinical UE motion quality assessment methods: ‘*Jebson-Taylor Hand function*’, ‘*Arm Research Assessment Test (ARAT)*’, ‘*Fugl-Meyer*’, ‘*Nine-Hole Peg Test*’, ‘*Bartel Index*’, ‘*Functional Independence Measure (FIM)*’, ‘*Wolf motor function test (WMFT)*’ and ‘*International classification of functioning (ICF)*’. The main disadvantage of mentioned methods is a subjective component that is due to the rater. Physicians from Vilnius University Hospital Santaros Klinikos suggested to solve additional task as well – there is not yet created UE assessment method for extremely disordered arm function evaluation.

Human upper extremity motions’ quality clinical evaluation in the dissertation supplemented by quantitative parameters that were calculated with the created kinematic and dynamic human upper extremity models. The quantitative upper extremity motions’

quality parameters supplies an additional information for the rehabilitologist to make clinical decision.

Relevance of the Thesis

According to the World Health Organization data during whole life, every fifth woman and every sixth man suffers from stroke, every two seconds in the world stroke is occurring and it is one of the main reasons of permanent disability worldwide (Thrift *et al.* 2014; Stinear 2010) and usually follows with the reduction of the UE function. According to the statistics, in Lithuania stroke morbidity is 272 cases for 100,000 inhabitants (Juocevičius *et al.* 2009; Milinavičienė *et al.* 2007). Physicians propose that the majority of motions could be recovered during the first 60 days after a stroke. The biggest part of motions recovers during a short time. It is the reason why more accurate UE movement quality evaluation and choosing of appropriate rehabilitation exercises are very important.

Nowadays there are a lot of innovative methods for the UE rehabilitation: functional electrostimulation, exercise robots, virtual reality systems, myoelectric exoskeletons, afferent fibres stimulation, neuro-feedback rehabilitation. All mentioned methods help to recover UE functions, but the evaluation mechanism is not included. That is the main task of the thesis.

The developed UE kinematic model allows calculating stroke affected patient's UE segments' position in global or local coordinate system. The kinematic motions' parameters of the new created method could be measured by inertial or optic motion capturing system. The measured kinematic parameters are an input for the dynamic UE model that is used for calculation of the quality indicators of motions: torques, work and power.

The Object of the Research

Human upper extremity with disordered dynamics after a stroke, its motor function variability and quantitative upper extremity movement quality evaluation.

The Aim of the Thesis

To create the method for a quantitative evaluation of the upper extremity motion quality by stroke affected humans before, after and during the rehabilitation and to investigate the effectiveness of the method.

The Tasks of the Thesis

1. To define the quantitative indicators of human upper extremity motion quality evaluation.
2. To create a new method for motion quality investigation of stroke affected human with an extremely disordered upper extremity function.
3. To create the universal numerical kinematic and dynamic models of the human upper extremity for quantitative evaluation of stroke affected humans' motion quality and to investigate the created method.
4. To investigate the influence of the upper extremity motor function variability on the evaluation of motion quality.

Research Methodology

1. The quantitative indicators of the human upper extremity motion quality evaluation were defined by analysis of scientific literature about clinical tests for upper extremity motion quality evaluation.
2. The universal human upper extremity kinematic and dynamic numerical models for stroke affected human motion quality evaluation were created applying Denavit-Hartenberg and Lagrange methods and by using MATLAB software.
3. The effectiveness of human upper extremity kinematic and dynamic numerical models were investigated by loading the model with motions' kinematic data, measured by optic 3D motion capturing (MoCap) systems 'Vicon', 'Optitrack' with retroreflective markers and 9 degrees of freedom inertial measurement units (IMU) 'Shimmer'. The upper extremity motions of 23 healthy volunteers were investigated by using 'Vicon system' and 14 stroke affected humans were investigated by IMU 'Shimmer' when their movements were chosen according to the existing clinical tests. 7 stroke affected humans and 10 healthy volunteers were examined by using the new created method and optic MoCap system 'Optitrack'.
4. 3D MoCap data – angular displacements, coordinates of retroreflective markers or angular velocities – to the created numerical kinematic and dynamic models, were loaded by using MATLAB software.

Scientific Novelty of the Thesis

The thesis shows the new results for mechanical engineering science:

1. The stroke affected patient's UE motions' quantitative parameters, calculated by the created dynamic UE model are able to evaluate UE motions' quality.
2. The created algorithm is able to calculate motions' kinematic parameters of stroke patient with extremely weak UE function. The method use optic system and three marks that describes separate segment – humerus, forearm and arm.
3. The created human upper extremity movement methodology allows evaluating stroke affected humans with extremely disordered upper extremity motions quantitatively.
4. The calculated coefficient of variability (CV) values of the measured linear and angular velocities of the upper extremity segments showed, that to compare the same stroke affected human before and after the rehabilitation is more precise than to compare them with healthy participants.
5. The comparison of work and power exerted during motions before and after the rehabilitation determined that the increase of the parameters is related to the improvement of the UE movement quality.

Practical Value of the Research Findings

The created kinematic and dynamic models were designed to evaluate quantitatively the stroke affected humans' upper extremity motion quality by using inertial measurements units or 3D optic camera-systems for capturing upper extremity motions. The created kinematic human upper extremity model allows to define the orientation of human arm's segments in space by using 3 retroreflective markers for each segment and to supplement optic MoCap system without an upper extremity model or in case when marker positions on the segments do not suit for measurements of stroke humans' motions because of the overlapping.

The Defended Statements

1. Stroke affected humans' upper extremity motions that are extremely disordered could be investigated by optic motion capturing system with retroreflective markers.

2. Created kinematic and dynamic UE models allow relating quantitative parameters with the improvement of motions quality.
3. To compare stroke affected human's upper extremity kinematic and dynamic motions' quality parameters before and after the rehabilitation is more reliable than to compare the same stroke affected human's parameters with appropriate parameters of healthy participants'.

Approval of the Research Findings

Seven publications focusing on the subject of the discussed dissertation were published: four articles – in journals with impact factor indexed in 'Clarivate Analytics Web of Science' database, two articles – in other journals indexed in international databases, one article – in conference proceedings, one thesis – in other reviewed publications. 10 presentations on the subject have been given at conferences at national and international level, one web conference was included.

Structure of the Dissertation

The dissertation consists of introduction, three main chapters, general conclusions, list of references, list of scientific publications by the author on the topic of the dissertation, summary in english and nine appendixes.

The volume of dissertation without appendixes is 104 pages, in which are: 31 figures, 70 formulas and 5 tables, also there are 174 references in the thesis. Nine appendixes added to the CD.

1. Analysis of Stroke Affected Humans' Upper Extremity Evaluation Problems

The amount of the UE modelling publications was tendentiously growing. Webpage www.sciencedirect.com shows that there were 3400 UE publications published in 2009, but in 8 years the number increased till 4920 published per year. This shows that dissertation topic is still important.

Human UE motion illnesses are a common problem nowadays that could be solved by innovative scientific research. A subjective component is obvious in clinical UE assessment methods and this is the reason why is difficult to evaluate UE motion quality and effectiveness of the rehabilitation program precisely. A big step forward is the recovery of motion using innovative instruments: virtual reality, exoskeletons, electrophysiological stimulation of nerves etc., but there is one disadvantage of the tools – a lack of motion quality evaluation mechanisms. The main task of the thesis is to create a model

that can supplement a grade given by a clinical method with quantitative parameters of motion.

The reviewed UE models were created for a special task only. It is difficult to adapt those models for the task of the thesis because a source code is needed for the adaptation. For instance, in some cases a planned experiment with stroke affected humans requires the elimination of a gravity force component from the inverse dynamics equation since some motions are performed on the table. Modelling an individual model allows calculating the linear velocity of the centre of mass of a hand, a forearm, and a humerus with respect of any point of the hand. And the last one reason – the individual modelling allows making a model universal and to adapt motion-capturing system sensors according to the motion measurement methodology.

2. Methodology for Upper Extremity Dynamic Investigation

Three numerical experiments with stroke patients and healthy participants were assessed during the study. Firstly, there was an investigation carried out according to Wolf motor function test (WMFT), and then movement kinematics was estimated by Shimmer inertial measure units. Healthy participants' parameters and its variability were defined by motion capturing system Vicon. The UE motion quality of stroke experienced patients and healthy volunteer group were investigated during final experiment, which was performed using a new created method and the optic system Optitrack.

The first investigation was carried out at the Sports and Physical Medicine and Rehabilitation Centre of Vilnius University Clinics Santaros. In total, fourteen stroke affected humans (5 women and 9 men, the average age was 60.8 ± 12.5 years (mean \pm SD)) were involved into the study. None of the participants had any other injuries or diseases affecting movement or coordination and all provided a prior consent to participate in the study.

The three-dimensional motion analysis was performed with a Vicon Motion Capture System (Vicon, USA). Experimental data were transferred to Windows-based data acquisition software (Vicon Nexus 1.7.1). The Vicon system includes passive markers, a sync box (or POE – Power over Ethernet), and 12 high resolution cameras with infrared illumination, located on tripods and positioned around the testing area (approx. volume dimensions: height x width x length $\equiv 2.5 \times 1.8 \times 1.8$ m). The measurements were performed at a frequency of 100 Hz. Overall system accuracy was 63 ± 5 μ m with a noise level of 15 μ m, but in some cases, because of the dynamic calibration or arbitrary settings, the accuracy could be lower (Windolf 2008).

A whole body Vicon system model was used for the UE experiment and 39 passive retro-reflective spherical body markers were positioned on the surface of a special suit according to a specific anatomical skeletal landmark (Land 2006). After initial processing in Vicon Nexus 1.7.1 software, the angles in time domain at the local coordinates of the shoulder, elbow and wrist joints were computed.

An additional experiment was done according to the new created method. The idea of the experiment was to assess extremely disordered UE function tasks (Fig. S2.1). This was achieved with an optic motion capturing system Optitrack (Flex3, NaturalPoint Inc., USA).

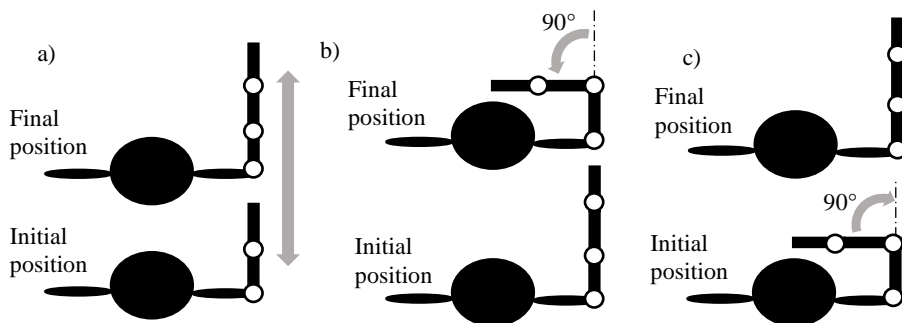


Fig. S2.1. The three motions during the experiment with the system Optitrack:
a) The first motion, b) The second motion, c) The third motion

There are few reasons to choose optic system for the experiment: 1. The measurement accuracy is 100 μm by the Cartesian coordinates; 2. The prepared motions could be measured by the system with retroreflective markers; 3. The rehabilitation department of clinics has a motion capturing system without the UE model.

The camera system Optitrack consists of 8 cameras with IR lightning, 4 tripods (2 cameras are attached to 1 tripod at 1.6 m and 2.5 m height from the floor), 2 synchronization modules, a notebook with ARENA software and wiring. The system had to be calibrated every time before each experiment.

Stroke affected humans and healthy volunteers used a special suit with three-marker modules attached to a humerus, a forearm and a hand. The suit keeps the markers from slipping off with respect to the segment.

During the measurement, the participant sat in front of the table and must keep his spine in straight position. The distance between the belly and the table was 5 cm. The initial arm position was the same for 1st and 2nd task (Fig. S2.1) – his/hers forearm is on the table, elbow is at the edge of the table and the forearm with humerus forms a vertical angle. During the 1st motion arm is extended and flexed back as fast as possible (Fig. S2.1). The 2nd task requires rotating of a forearm around its axis which goes along humerus till the chest. The 3rd motion's initial position holds a forearm placed parallel to the edge of the table (as at the end of the second motion) and volunteers must perform the motion as fast as possible. Stroke affected humans and healthy volunteers performed the same motions with left and right upper extremity.

7 stroke affected humans have participated in the experiment before the rehabilitation and only 4 of them – after the rehabilitation. The average age of stroke affected humans was 65.9 ± 12.8 years. The control group consisted of 10 volunteers with the average age of 33.3 ± 14.1 years. The average age of stroke affected humans and control group is different because the main purpose of the investigation is to see if there is a difference between energy parameters of stroke affected humans and healthy volunteers.

Since the segments' orientation measurement algorithm is newly created and processed in MATLAB, it was validated by using a simple protractor, the coordinates were processed with Vicon system and an algorithm comparison was created. Table S2.1 shows that the algorithm is properly created and could be used for defining segment orientation, which is an input for the dynamic model.

Table S2.1 Validation results: comparison of measured and calculated angles

| Name of value, units | 1 trial | 2 trial | 3 trial | 4 trial |
|---------------------------|---------|---------|---------|---------|
| Measured angle, degrees | 30.0 | 34.5 | 77.5 | 89.5 |
| Calculated angle, degrees | 29.0 | 33.9 | 77.2 | 89.4 |
| Error, degrees | 1.0 | 0.6 | 0.3 | 0.1 |

The calculated experimental data were firstly used as an input for validation of the created models in MATLAB. The torque during shoulder joint flexion corresponds with the same results of a scientist T. Bobber (Bober *et al.* 2002). The validated algorithm definition of a new segment orientation shows a reasonable accuracy, allows calculating angular displacements in human arm joints and its application as an input for a dynamic model helps to find dynamic parameters that relate with UE motion quality change.

The upper extremity has 27 degrees of freedom; therefore, a simplified kinematic model of the human upper extremity with 7 + 1 DOF was developed (Fig. S2.2).

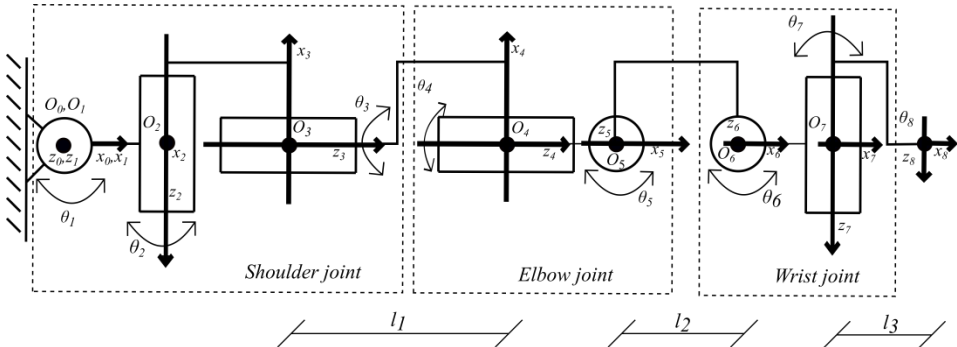


Fig. S2.2. Seven + 1 degrees of freedom kinematic human arm model

The upper extremity model consisted of an upper arm, a forearm and a hand with its lengths l_1 , l_2 , l_3 and the distances from the proximal side of the segment to the centres of mass l_{c1} , l_{c2} , l_{c3} respectively. These distances to the centres of mass were estimated from the anthropometric data tables (Winter 2009). Seven generalized coordinates θ_i consist of three DOF in the shoulder joint (θ_1 – flexion/extension, θ_2 – adduction/abduction, θ_3 – pronation/supination), two DOF in the elbow joint (θ_4 – pronation/supination, θ_5 – flexion/extension) and two DOF in the wrist joint (θ_6 – radial/ulnar deviations, θ_7 – flexion/extension). Axes z_i are the axes of rotation for each generalized coordinate θ_i .

Centres of rotations in joints O_i , axes z_i and positions x_i as well as the directions were defined according to the Denavit-Hartenberg (DH) notation. In the tables below

(Table S2.2, Table S2.3 and Table S2.4) four standard DH parameters are given: α_{i-1} – angle between axes z_i, z_{i+1} about x_i axis; a_i – distance between axes z_i, z_{i+1} along x_i axis; d_i – distance between axes x_{i-1}, x_i along z_i ; θ_i – angle between axes x_{i-1}, x_i when its measured about z_i . The definition of the DH parameters α_i and θ_i was performed according to the right-hand rule.

Table S2.2. Denavit-Hartenberg parameters for humerus mass centre c_3

| i | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|-----|----------------|-----------|-------|------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | θ_1 |
| 2 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_2 |
| 3 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_3 |
| 4 | 0 | 0 | l_1 | θ_4 |
| 5 | $-\pi/2$ | 0 | 0 | θ_5 |
| 6 | 0 | l_2 | 0 | θ_6 |
| 7 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_7 |
| 8 | 0 | l_{C3} | 0 | 0 |

Table S2.3. Denavit-Hartenberg parameters for humerus mass centre c_1

| i | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|-----|----------------|-----------|-----------|------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | θ_1 |
| 2 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_2 |
| 3 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_3 |
| 4 | 0 | 0 | $-l_{c1}$ | 0 |

Table S2.4. Denavit-Hartenberg parameters for forearm mass centre c_2

| i | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|-----|----------------|-----------|-------|------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | θ_1 |
| 2 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_2 |
| 3 | $\pi/2$ | 0 | 0 | θ_3 |
| 4 | 0 | 0 | l_1 | θ_4 |
| 5 | $-\pi/2$ | 0 | 0 | θ_5 |
| 6 | 0 | l_{c2} | 0 | 0 |

DH parameters allow calculating the positions and orientations of the centres of mass of the segments using a 4x4 homogeneous transformation matrix (S2.1), where the

first, second and third columns show the coordinate system ‘ i ’ x, y and z axes defined in the coordinate system ‘ $i-1$ ’, respectively, while the fourth column defines position r_p of the centre of mass l_{ci} (S2.2). In this way, the human hand segment positions of the centres of mass could be defined as an open chain structure and the local coordinates of any point of a segment could be expressed in any other reference frame, i. e. hand or forearm centres of mass positions could be expressed in a reference frame attached to the shoulder joint. In the case of a fingertip position, calculations with respect to the shoulder in the last row of the Table S2.4 should be changed from l_{c3} to l_3 , i. e. the distance between the wrist joint and the fingertip must be defined.

$${}^{i-1}_iT = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ \sin\theta_i \cos\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \cos\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1} & -\sin\alpha_{i-1}d_i \\ \sin\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\theta_i \sin\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1} & \cos\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (\text{S2.1})$$

$${}^{i-1}_iT = \begin{bmatrix} R_{1xi} & R_{2xi} & R_{3xi} & r_{pxi} \\ R_{1yi} & R_{2yi} & R_{3yi} & r_{pyi} \\ R_{1zi} & R_{2zi} & R_{3zi} & r_{pzi} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (\text{S2.2})$$

In practice, physicians from rehabilitation departments are interested in linear and angular velocities of defined points of the human arm with respect to the shoulder. For this reason, measured generalized coordinates in a local reference frame are used for expressing linear and angular velocities in the reference frame attached to the shoulder via Jacobians, as shown below (exp. S2.3 – S2.5).

$$J_4 = \begin{bmatrix} J_{v4} \\ J_{\varpi 4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_2} & \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_3} & \frac{\partial r_{p4}}{\partial \theta_4} \\ {}^0Z_1 & {}^0Z_2 & {}^0Z_3 & {}^0Z_4 \end{bmatrix}, \quad (\text{S2.3})$$

$$J_6 = \begin{bmatrix} J_{v6} \\ J_{\varpi 6} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_2} & \dots & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_5} & \frac{\partial r_{p6}}{\partial \theta_6} \\ {}^0Z_1 & {}^0Z_2 & \dots & {}^0Z_5 & {}^0Z_6 \end{bmatrix}, \quad (\text{S2.4})$$

$$J_8 = \begin{bmatrix} J_{v8} \\ J_{\varpi 8} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_2} & \dots & \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_7} & \frac{\partial r_{p8}}{\partial \theta_8} \\ {}^0Z_1 & {}^0Z_2 & \dots & {}^0Z_7 & {}^0Z_8 \end{bmatrix}. \quad (\text{S2.5})$$

Jacobians calculations for linear and angular velocities (S2.3 – S2.5) of the humerus J_4 , the forearm J_6 and the hand J_8 are expressed using D-H parameters (Tables: S2.2, S2.3 and S2.4) and homogeneous transformation matrix (S2.1). The introduced Jacobian is a matrix that consists of the positioning vector r_p derived from the generalized coordinate θ_i and vectors 0Z_i on a rotation axis z of the reference frame at the shoulder joint. The general equation, which uses generalized coordinates to calculate angular and linear

velocities with respect to the reference frame attached to the shoulder joint, is described with expression S2.6.

$$\dot{x}_n = \begin{bmatrix} v_n \\ w_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{v_n} \\ J_{w_n} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dots \\ \dot{\theta}_n \end{Bmatrix}, \quad (\text{S2.6})$$

where v and w are the linear and angular velocity vectors, J_v and J_w are the Jacobians for linear and angular velocity calculations, and are the time derivatives of the generalized coordinates.

The 7 DOF model and all calculations were carried out in MATLAB (MATLAB 2012b, The MathWorks, Natick, 2012). The upper extremity kinematic model is able to calculate humerus, forearm and hand angular and linear velocities.

Dynamic part solved by using Lagrange's equation (S2.7):

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathbf{L}}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial \mathbf{L}}{\partial \theta_i} = \tau_i. \quad (\text{S2.7})$$

The inverse dynamics equation (S2.8) was applied in order to calculate the torques in shoulder, elbow, and wrist joints. Previously structured Jacobians \mathbf{J}_i (S2.3 – S2.5) were employed to calculate each component of equation (S2.8):

$$\tau_i = \mathbf{M}(\theta) \ddot{\theta} + \mathbf{B}(\theta) \dot{\theta} \dot{\theta} + \mathbf{C}(\theta) \dot{\theta}^2 + \mathbf{G}(\theta), \quad (\text{S2.8})$$

$$\mathbf{V}(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} 2b_{112} & 2b_{113} & \dots & 2b_{178} \\ 2b_{212} & 2b_{213} & \dots & 2b_{278} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 2b_{812} & 2b_{813} & \dots & 2b_{878} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \\ \dots \\ \dot{\theta}_7 \dot{\theta}_8 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_{111} & b_{122} & \dots & b_{188} \\ b_{211} & b_{222} & \dots & b_{288} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ b_{811} & b_{822} & \dots & b_{888} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 \\ \dot{\theta}_2^2 \\ \dots \\ \dot{\theta}_8^2 \end{bmatrix} = \mathbf{B}(q) \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta} \dot{\theta} \end{bmatrix} + \mathbf{C}(\theta) \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}^2 \end{bmatrix}, \quad (\text{S2.9})$$

8×26 26×1 8×8 8×1

$$b_{ijk} = \frac{1}{2} (m_{ijk} + m_{ikj} - m_{jki}), \quad (\text{S2.10})$$

where $\mathbf{V}(\theta, \dot{\theta})$ (S2.9) was calculated by Cristofel symbols b_{ijk} (S2.10) and the mass matrix $\mathbf{M}(\theta)$ m_{ij} (S2.11) components (S2.12).

$$\mathbf{M}(\theta) = \sum_{i=1}^n \left(m_i \mathbf{J}_{v_i}^T \mathbf{J}_{v_i} + \mathbf{J}_{w_i}^T \mathbf{I}_{c_i} \mathbf{J}_{w_i} \right), \quad (\text{S2.11})$$

$$m_{ijk} = \frac{\partial m_{ij}}{\partial \theta_k}; \quad m_{ikj} = \frac{\partial m_{ik}}{\partial \theta_j}; \quad m_{jki} = \frac{\partial m_{jk}}{\partial \theta_i}. \quad (\text{S2.12})$$

The gravity force component $\mathbf{G}(\theta)$ (S2.13) was calculated by the Jacobian \mathbf{J} linear velocity component \mathbf{J}_{v_i} :

$$\mathbf{G}(\theta)_{8 \times 1} = - \begin{bmatrix} \mathbf{J}_{v_1}^T & \mathbf{J}_{v_2}^T & \dots & \mathbf{J}_{v_8}^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_1 g \\ m_2 g \\ \dots \\ m_8 g \end{bmatrix}. \quad (\text{S2.13})$$

The inertia tensor I_{ci} is individual because of different arm segment's dimensions from the centre of mass. In real conditions I_{ci} has values not only on diagonal position but also in other tensor's positions because centre of mass of a human arm segment is always closer to a proximal end of the segment. An average value of human body density (1.010 kg/m^3) was used for inertia tensor calculation, but in real life UE segments are as composites that consist of soft tissues ($900\text{--}1.060 \text{ kg/m}^3$) and bones ($1.500\text{--}1.900 \text{ kg/m}^3$).

Validation of the introduced model was performed by using OPENSIM model (Simm 2010). The calculated RMSE is 2.6 Nm.

3. The Results of Stroke Affected Humans' Upper Extremity Movements Evaluation

The goal of the study was to look for objective kinematic and dynamic parameters that could show useful clinical information about healthy participants' UE motion quality and can be comparable for further experiments with patients who are suffering from the UE dysfunction.

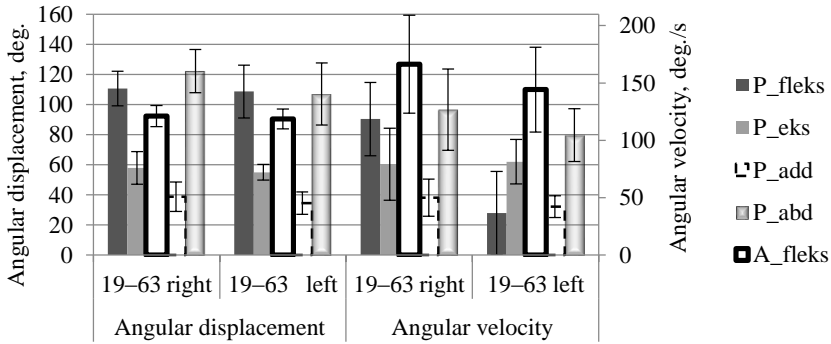


Fig. S3.1. Angular displacement and angular velocity at shoulder (P) and elbow (A) motions and its SD at flexion (flex), extension (ext), adduction (add), abduction (abd); range of healthy volunteers' age is from 19 to 63

In order to evaluate the performance of the shoulder and elbow joints with kinematic parameters, the mean amplitudes of angle and angular velocities (Fig. S3.1) of all participants were calculated during the investigated motions.

SD of angle amplitudes (Fig. S3.1) differs at different motions. The lowest value was at the left shoulder extension (± 5.2 deg) and the biggest value was at the left shoulder abduction (± 20.6 deg).

SD of angular velocities amplitudes (Fig. S3.1) differs at different motions as well as SD of amplitudes of the angles. The lowest value received at shoulder adduction (± 7.2 deg/s) and the highest SD value was at the elbow flexion (± 43.0 deg/s).

All participants were right-handed, and it could be the reason why the right-side motions' kinematic parameters are better from 2% to 14% at angle and from 3% to 51% at angular velocities amplitudes outcome in comparison with the left hand.

Angles, angular velocities, and angular accelerations of appropriate motion were used in dynamic model for joint torque value calculation at the UE motion. Torque values τ_i are expressed in the generalized coordinate θ_i (angle) domain across the range of motion (Table S3.1).

Thus all 23 participant expressions $\tau(\theta_i)$ were received at a specific movement and the mean of the $\tau_i(\theta_i)$ values was calculated. The least squares method was applied to approach the mean torque values in the angle domain by using a 3rd degree polynomial. The torques obtained from the measurements of all participants' UE motions in the angle domain are represented by characteristic equations $\tau_i(\theta_i)$ in the Table S3.1.

Table S3.1. Torque-angle relationships $\tau_i(\theta)$

| Side | Joint | Motion | Characteristic equations of torques τ_i |
|-------|----------|-----------|--|
| Left | Elbow | Flexion | $\tau_i = 0.0133\theta_i^3 - 1.1363\theta_i^2 + 3.4706\theta_i - 0.3346$ |
| Right | Elbow | Flexion | $\tau_i = -0.1482\theta_i^3 - 0.3878\theta_i^2 + 2.3647\theta_i - 0.0951$ |
| Left | Shoulder | Flexion | $\tau_i = -0.8239\theta_i^3 - 1.5690\theta_i^2 + 11.2158\theta_i - 0.0619$ |
| Right | Shoulder | Flexion | $\tau_i = -0.6999\theta_i^3 - 1.6624\theta_i^2 + 10.6350\theta_i - 0.0687$ |
| Left | Shoulder | Extension | $\tau_i = -1.6099\theta_i^3 - 0.1033\theta_i^2 + 10.5630\theta_i - 0.0014$ |
| Right | Shoulder | Extension | $\tau_i = -1.6431\theta_i^3 - 0.0004\theta_i^2 + 9.8755\theta_i - 0.0001$ |
| Left | Shoulder | Adduction | $\tau_i = -1.6088\theta_i^3 - 0.1051\theta_i^2 + 10.5639\theta_i - 0.0016$ |
| Right | Shoulder | Adduction | $\tau_i = -1.5598\theta_i^3 - 0.0539\theta_i^2 + 9.8885\theta_i - 0.0012$ |
| Left | Shoulder | Abduction | $\tau_i = -0.5644\theta_i^3 - 2.3262\theta_i^2 + 11.7557\theta_i - 0.1094$ |
| Right | Shoulder | Abduction | $\tau_i = -0.3500\theta_i^3 - 2.8231\theta_i^2 + 11.6723\theta_i - 0.2682$ |

Work and power as objective dynamic parameters of the performed UE motions of healthy people were calculated (Fig. S3.2). The work done during the motion was calculated by integration of the characteristic equation τ_i in the range of motions $d\theta_i$ which is the difference between motion angle amplitude and initial position. Power was calculated as work done divided by duration of that motion t_i .

Finally, Pearson's correlation coefficients (r) values between angles, angular velocities, work and power amplitudes were calculated for experiment's motions of the left and right sides. Significance level $\alpha < 0.05$. Following values of r were obtained: work and power $r = 0.61$ – 0.99 ; work and amplitude of angular velocity $r = 0.03$ – 0.39 ; work and angle amplitude $r = 0.44$ – 0.66 ; power and angular velocity $r = 0.07$ – 0.58 ; power and angle amplitude $r = 0.28$ – 0.68 ; angular velocity and angle amplitude $r = 0.49$ – 0.82 .

Work and power as objective dynamic parameters of the performed UE motions of healthy people were calculated (Fig. S3.2). The work done during the motion was calculated by integration of the characteristic equation τ_i in the range of motions $d\theta_i$ which is the difference between motion angle amplitude and initial position. Power was calculated as work done divided by duration of that motion t_i .

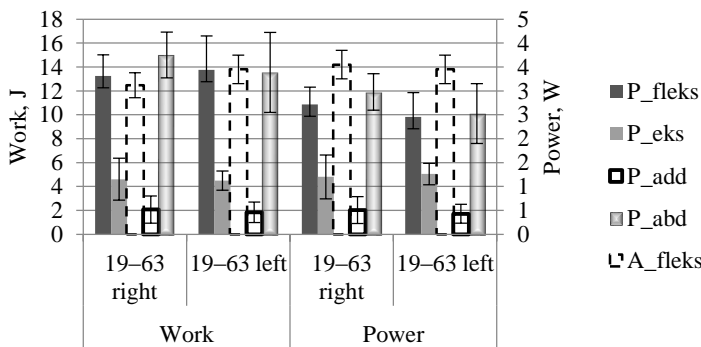


Fig. S3.2. Shoulder (P) and elbow (A) motions' characteristic work and power values and its SD at flexion (fleks), extension (eks), adduction (add), abduction (abd); range of healthy volunteers' age is from 19 to 63

Finally, Pearson's correlation coefficients (r) values between angles, angular velocities, work and power amplitudes were calculated for experiment's motions of the left and right sides. Significance level $\alpha < 0.05$. Following values of r were obtained: work and power $r = 0.61$ – 0.99 ; work and amplitude of angular velocity $r = 0.03$ – 0.39 ; work and angle amplitude $r = 0.44$ – 0.66 ; power and angular velocity $r = 0.07$ – 0.58 ; power and angle amplitude $r = 0.28$ – 0.68 ; angular velocity and angle amplitude $r = 0.49$ – 0.82 .

The mean (M) of the calculated angles and the amplitudes of angular velocities with standard deviations (SD) from all 23 participant datasets were used to determine the interpersonal and intrapersonal coefficients of variability ($CV = SD/M$) values. The interpersonal coefficient of variability (CV) shows a deviation of the kinematic parameters between different persons while the intrapersonal CV shows a deviation of the kinematic parameters between three trials for the same person (the mean was calculated for all participants during the appropriate motions).

The interpersonal CV values for left-side motions showed that the lowest CV value for linear velocity amplitude was for elbow flexion (4.2%), while the highest was for wrist extension (48.3%). The lowest and highest CV of angular velocity amplitude was 19.6% and 55.7%, respectively, during shoulder adduction and wrist extension. Right-side motions showed that the lowest CV value of linear velocity amplitude was for elbow flexion (4.1%), while the highest was for wrist abduction (42.3%). The lowest and highest CV of angular velocity amplitude was 21.7% and 58.1%, respectively, during shoulder abduction and wrist extension.

The intrapersonal CV values for left-side motions showed that the lowest value of CV for linear velocity amplitude was for elbow pronation (1.2%), while the highest was for wrist extension (6.1%). The lowest and highest CV of angular velocity amplitude was 2.1% and 7.5%, respectively, during elbow supination and wrist extension. Right-side motions showed that the lowest CV value of linear velocity amplitude was for elbow flexion (2.3%), while the highest CV value was for wrist extension (7.1%). The lowest and the highest CV of angular velocity amplitude was 2.6% and 7.1% for shoulder abduction and wrist extension.

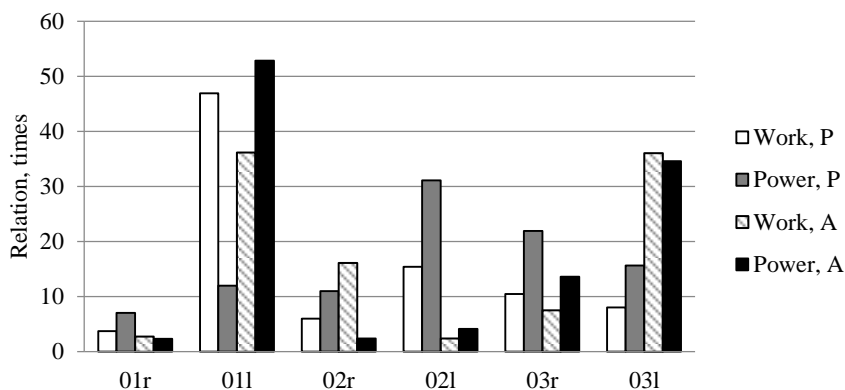


Fig. S3.3. Work and power relation between the same stroke affected humans before and after the rehabilitation at shoulder (P) and elbow (A) joints; 01, 02, 03 – motions; d, k – right and left sides

For the intrapersonal data, a significant positive Pearson correlation coefficient values were calculated between intrapersonal CV and body mass index during right shoulder flexion ($r = 0.54$, $p = 0.0078$), right elbow flexion ($r = 0.49$, $p = 0.016$), right wrist flexion, extension and adduction ($r = 0.53$ – 0.55 , $p < 0.0084$).

Bar graph (Fig. S3.3) shows how many times work and power is greater in healthy volunteers' motions in comparison with the same movements of stroke affected humans before the rehabilitation. The increase was observed during all 3 motions and was calculated in the interval from 5 to 58 times.

The same comparison was made for patients before and after the rehabilitation. The increase in energy values is on the range from 1.2 to 16 times in comparison with the same patient's parameters before the rehabilitation.

General Conclusions

1. After an analysis of the literature the fact was approved that there are not created methods for extremely disordered stroke affected humans' upper extremity (UE) motions quality investigation. Humans after stroke with extremely disordered UE function are able to perform the tasks of the new method but the tasks of existing clinical methods they are not able to perform. The new method that was created could be shortly described:
 - 1.1. The new created measuring methodology includes the three tasks when stroke affected human is sitting in front of the table on the chair or in a wheelchair and performing the tasks on the surface of the table: during the first motion, a hand is straightening forward and backward, during the second motion, a forehand adduction on the table was done 90° to the chest, and during the third movement, a forehand was abducted 90° from the chest.
 - 1.2. Angular displacements, angular velocities or Cartesian coordinates of three markers of the upper extremity segments could be measured by optic or inertial motion capturing system.
2. The lowest interpersonal value of linear velocity of coefficients of variability (CV) values of left UE motions were calculated at elbow flexion (4.2%) but the biggest – at wrist extension (48.3%). The lowest and the biggest interpersonal CV value of angular velocity of upper extremity were calculated at shoulder adduction (19.6%) and wrist extension (55.7%). High interpersonal values of CV shows that it is possible to calculate kinematic parameter that differs from parameters typical for healthy volunteers.
3. The created dynamic and kinematic models were applied in order to calculate the kinematic and dynamic parameters of the UE movements that allowed assessing the effectiveness of the rehabilitation quantitatively:
 - 3.1. The increased energy parameters in joints show an improvement in motion quality and are able to support quantitatively the clinical values given by a physician from a clinical evaluation perspective. The evaluation of four patients shows that after the rehabilitation, the work of the shoulder joint has tendentiously increased from 1.5 to 25 times; the work of the elbow joint has increased from 1.1 to 15.5 times among individual persons. Power of shoulder joint has increased from 2 to 15 times; power of elbow joint has increased from 1.2 to 16 times.
 - 3.2. Coefficient of variability value showed that the linear and angular velocities are more accurate when measuring the same patient's angular displacement than in comparing with the same values of healthy persons because of his/hers individuality.
4. The created universal UE model together with the created motion measurement methodology extends the functions of optic motion capturing system without the UE model and allows evaluating stroke affected human upper extremity motion quality quantitatively with an individualized input data for model.

Priedai²

- A priedas.** Skaitinių duomenų filtravimo algoritmas
- B priedas.** Viršutinės galūnės 2D trijų laisvės laipsnių modelis
- C priedas.** Žmogaus dilbio masės centro Jakobio matricos analitinė išraiška
- D priedas.** Žmogaus viršutinės galūnės biomechanika
- E priedas.** Trijų laisvės laipsnių modelio analitinės išraiškos
- F priedas.** Terminų žodynas
- G priedas.** Bendraautorių sutikimai naudoti bendrų publikacijų medžiagą disertacijoje
- H priedas.** Sąžiningumo deklaracija
- I priedas.** Autoriaus mokslinių publikacijų disertacijos tema kopijos

² Priedai pateikiami pridėtoje kompaktinėje plokštelėje.

Artūras LINKEL

INSULTĄ PATYRUSIO ŽMOGAUS VIRŠUTINĖS
GALŪNĖS DINAMINIO MODELIO TYRIMAS IR TAIKYMAS

Daktaro disertacija

Technologijos mokslai,
mechanikos inžinerija (09T)

THE RESEARCH AND APPLICATION
OF THE STROKE AFFECTED HUMAN UPPER
EXTREMITY DYNAMICAL MODEL

Doctoral Dissertation

Technological Sciences,
Mechanical Engineering (09T)

Redagavo Rita Malikėnienė

2018 04 10. 10 sp. I. Tiražas 20 egz.
Vilniaus Gedimino technikos universiteto
leidykla „Technika“,
Saulėtekio al. 11, 10223 Vilnius,
<http://leidykla.vgtu.lt>
Spausdino BĮ UAB „Baltijos kopija“
Kareivių g. 13B, 09109 Vilnius